

**Aus dem Zentrum für operative Medizin**  
**Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie**  
Geschäftsführender Direktor: Professor Dr. med. Steffen Ruchholtz

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Biomechanischer Stabilitätsvergleich am  
distalen Femur: retrograde Nagelung versus  
polyaxiale, winkelstabile Plattenosteosynthese**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin  
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

Tabea Beck (geb. Bretschneider)  
aus Sondershausen

Marburg, 2015

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
am: 11.03.2015

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Professor Dr. med. Helmut Schäfer

Referent: Privatdozent Dr. med. Ralph Zettl

Korreferent: Privatdozent Dr. med. Turgay Efe

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1.</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.</b>	<b>Ätiologie und Epidemiologie .....</b>	<b>6</b>
<b>1.2.</b>	<b>Sozio-ökonomische Bedeutung von distalen Femurfrakturen..</b>	<b>7</b>
<b>1.3.</b>	<b>Therapie der distalen Femurfraktur - Stand der Forschung .....</b>	<b>7</b>
1.3.1.	Beteiligte anatomische Strukturen .....	7
1.3.2.	Klassifikation der distalen Femurfraktur.....	8
1.3.3.	Stabilität der Osteosyntheseverfahren.....	10
1.3.4.	Die konservative Therapie .....	11
1.3.5.	Die operative Therapie .....	12
1.3.6.	Zur Biologie von Osteosyntheseverfahren.....	16
<b>1.4.</b>	<b>Osteoporose als Risikofaktor.....</b>	<b>17</b>
<b>1.5.</b>	<b>Fragestellung.....</b>	<b>18</b>
<b>2.</b>	<b>Material und Methodik .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1.</b>	<b>Material.....</b>	<b>19</b>
<b>2.2.</b>	<b>Untersuchungskollektiv .....</b>	<b>19</b>
<b>2.3.</b>	<b>Probenvorbereitung .....</b>	<b>19</b>
<b>2.4.</b>	<b>pQ-CT-Messung.....</b>	<b>20</b>
<b>2.5.</b>	<b>Steifigkeitsberechnung der Femora .....</b>	<b>20</b>
<b>2.6.</b>	<b>Frakturmodell .....</b>	<b>20</b>
<b>2.7.</b>	<b>Osteosynthesen .....</b>	<b>20</b>
2.7.1.	Allgemeine Voraussetzungen .....	20
2.7.2.	Gruppe A: Retrograder M/DN™-Femurnagel .....	21
2.7.3.	Gruppe B: NCB-DF System Platte.....	23
<b>2.8.</b>	<b>Materialprüfmaschine INSTRON 5566 .....</b>	<b>26</b>
<b>2.9.</b>	<b>Versuchsdurchführung.....</b>	<b>28</b>

<b>2.10.</b>	<b>Endpunkte der Studie .....</b>	<b>30</b>
2.10.1.	Plastische Verformung .....	31
2.10.2.	Druckverformung .....	31
2.10.3.	Osteosyntheseversagen .....	31
<b>2.11.</b>	<b>Vorgehen bei der Datenauswertung .....</b>	<b>31</b>
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>32</b>
<b>3.1.</b>	<b>pQ-CT Messung.....</b>	<b>33</b>
<b>3.2.</b>	<b>Steifigkeitsberechnung der Femora .....</b>	<b>34</b>
<b>3.3.</b>	<b>Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften .....</b>	<b>35</b>
3.3.1.	Gruppe A: Retrograder M/DN™-Femurnagel .....	35
3.3.2.	Gruppe B: NCB-DF System Platte.....	41
3.3.3.	Vergleich beider Gruppen.....	47
<b>4.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>62</b>
<b>5.</b>	<b>Fazit .....</b>	<b>71</b>
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>72</b>
<b>7.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>76</b>
<b>8.</b>	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>86</b>
<b>9.</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>89</b>
<b>10.</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>94</b>
10.1.	Curriculum vitae .....	94
10.2.	Verzeichnis der akademischen Lehrer .....	95
10.3.	Danksagung.....	96

## **Abkürzungsverzeichnis**

ABP: angle blade plate

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASLS: angle stable locking system

BMD: bone mineral density

cm: Centimeter

CRIF: closed reduction and internal fixation

DCS: dynamic compression screw

DFN: distaler Femurnagel

DSP: digital signal processing

EM: extramedullär

Fa: Firma

IM: intramedullär

kg: Kilogramm

kN: Kilo-Newton

LCP: locking compression plate

LISS: less invasive stabilization system

M/DN<sup>TM</sup>-Femurnagel: medullärer, distaler Femurnagel

MIS: minimal invasive solution

mm: Millimeter

MW: Mittelwert

NOS: Nagelosteosynthese

N: Newton

NCB-DF System Plate: Non contact bridging - distal femur System Platte

ORIF: open reduction and internal fixation

OTA: Orthopaedic Trauma Association

PBS: Phosphate Buffered Saline

POS: Plattenosteosynthese

rIMN: retrograder intramedullärer Nagel

SCN: supracondylärer Nagel

## **1. Einleitung**

Die distale Femurfraktur ist eine schwerwiegende Verletzung, deren Bedeutung bei steigender Inzidenz im Rahmen des demografischen Wandels weiter zunehmen wird. Bisher steht noch keine einheitliche Behandlungsstrategie zur Therapie dieser Fraktur zur Verfügung.

### **1.1. Ätiologie und Epidemiologie**

Bezüglich der Ätiologie der distalen Femurfraktur sind zwei Patientengruppen mit jeweils unterschiedlichen Frakturmechanismen zu unterscheiden. Zum größeren Teil sind die Frakturen Folge eines Bagateltraumas, beispielsweise eines Sturzes aus dem Stand. Davon sind insbesondere geriatrische Patienten betroffen [14, 33, 64]. Etwa 30 % der über 65-Jährigen und bis zu 50 % der über 85-Jährigen stürzen mindestens einmal jährlich [16, 26]. In circa einem Viertel der Fälle sind Hochrasanztraumata die Ursache von distalen Femurfrakturen [55]. Dazu zählen unter anderem Anpralltraumata bei Autounfällen, Verkehrsunfälle als Fußgänger oder Radfahrer sowie Sportunfälle. Eine große Trümmerzone mit meist ausgeprägten Weichteilverletzungen sind die Folge [33].

Die distale Femurfraktur hat, bezogen auf alle Arten von Knochenbrüchen, einen Anteil von 0,4 % [8]. Bei geriatrischen Traumapatienten steigt ihr Anteil auf 1,5 % [41]. Wird der Femur separat betrachtet, tritt die distale Fraktur mit einer Häufigkeit von 4,5 - 6 % auf [48].

Frauen erleiden deutlich häufiger eine distale Femurfraktur als Männer. 77 % der Patienten sind weiblich und 23 % sind männlich [51, 55]. Bei Männern liegt der Altersgipfel zwischen dem 15. und 50. Lebensjahr. Frauen sind vor allem ab dem 50. Lebensjahr betroffen [48]. Das Durchschnittsalter aller Patienten mit distaler Femurfraktur liegt bei 65 Jahren [11, 13, 32, 33, 54, 55, 73].

## **1.2. Sozio-ökonomische Bedeutung von distalen Femurfrakturen**

Das zahlenmäßige Verhältnis zwischen älteren und jüngeren Menschen wird sich in den nächsten Jahrzehnten entsprechend der demografischen Entwicklung erheblich verschieben. Die Bevölkerung wird immer älter. Nach Berechnungen des Statistischen Bundesamtes lag der Anteil der über 60-Jährigen in Deutschland im Jahre 1950 noch bei rund 14 %. Bis zum Jahr 2050 wird er schätzungsweise auf rund 37 % ansteigen [62].

Aus medizinischer Sicht hat diese Entwicklung neben vielen anderen Auswirkungen den steten Anstieg der Inzidenz distaler Femurfrakturen zur Folge [51]. Die Behandlung dieses Frakturtyps gewinnt somit zunehmend an Bedeutung. Die Versorgung gerade des distalen Femurbruchs gestaltet sich aufgrund des oft osteoporotischen Knochens anspruchsvoll. Geriatrische Patienten leiden häufig unter Komorbiditäten oder besitzen wegen dieser hohen Raten an Komorbiditäten im Vergleich zu jüngeren Patienten ein erhöhtes Operationsrisiko [13, 14, 54, 64]. Die Komplikationsrate wird in einigen Studien mit bis zu 40 % angegeben [30, 54].

Ziel der Therapie distaler Femurfrakturen ist die möglichst sofortige Mobilisation des Patienten unter Voll- oder zumindest Teilbelastung. Damit werden durch lange Liegezeiten verursachte sekundäre Komplikationen wie Thrombosen, Lungenembolien und Pneumonien vermieden. Auch aus sozialökonomischer Sicht sind die zeitnahe Rehabilitation und das somit frühe Wiedererlangen der präoperativen Selbstständigkeit und Mobilität in häuslicher Umgebung anzustreben.

## **1.3. Therapie der distalen Femurfraktur - Stand der Forschung**

### **1.3.1. Beteiligte anatomische Strukturen**

Voraussetzung jeder Therapieplanung ist die exakte Beschreibung und Klassifizierung der distalen Femurfraktur. Das Femur ist ein langer Röhrenknochen. Das proximale und distale Ende wird als Epiphyse bezeichnet, dazwischen liegt die Diaphyse. Der jeweilige Übergangsbereich ist die Metaphyse.

Das distale Femur umfasst die Femurkondylen und die Metaphyse. Die Randstrukturen des distalen Endes des Oberschenkelknochens bilden das

Tuberculum adductorium und die Epikondylen medial und lateral. Formgebend sind weiterhin der Condylus lateralis und der Condylus medialis. Zwischen diesen liegt ventral die Facies patellaris. Auf der dorsalen Seite befindet sich die Linea intercondylaris. Die beiden Kondylen werden durch die Fossa intercondylaris getrennt. Die interkondyläre Notch, die sogenannte Kreuzbandhöhle, liegt zwischen den Kondylen.

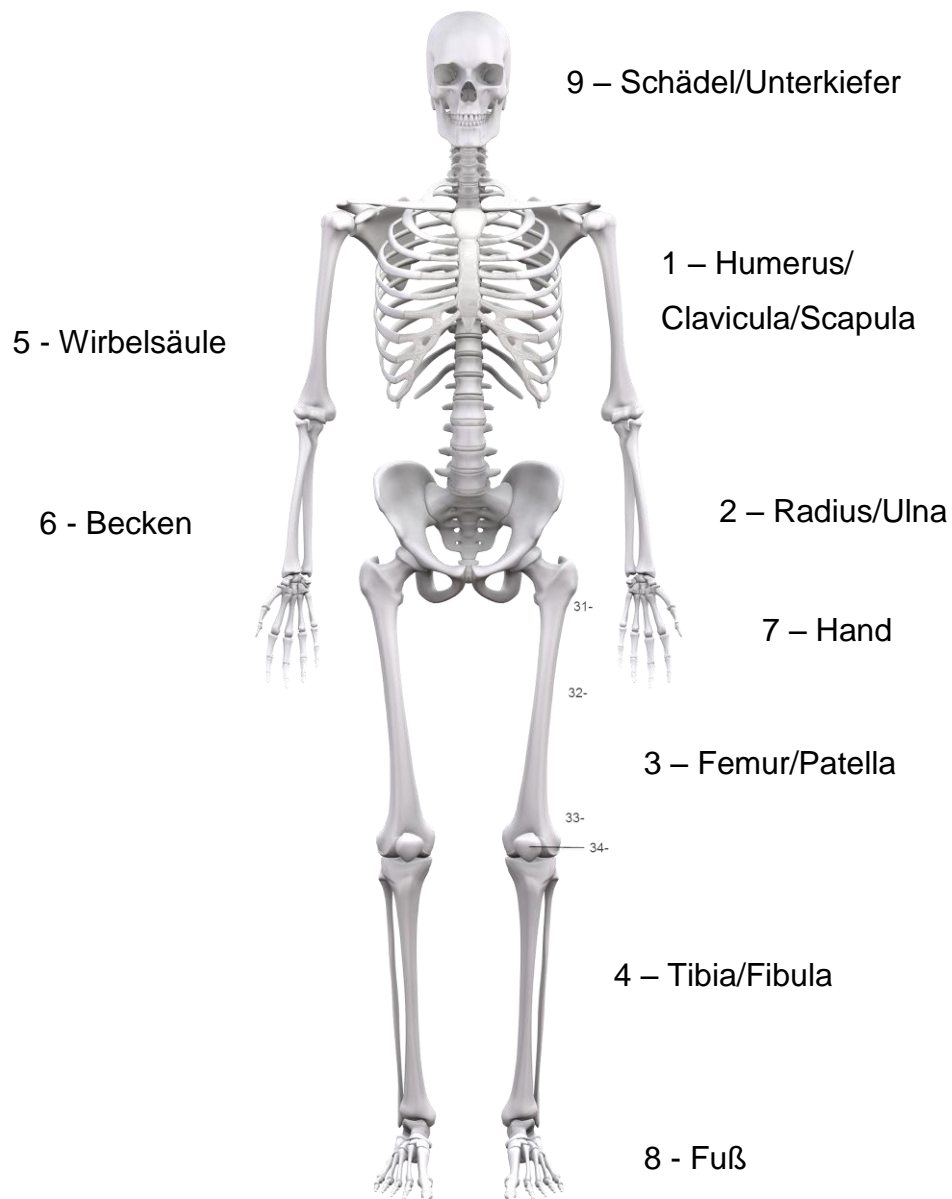
Am distalen Femur setzten verschiedene Muskeln an. Im Zusammenhang mit Reposition und Fixierung der Frakturfragmente muss dem Musculus gastrocnemius besondere Beachtung geschenkt werden, da er bei der Streckung des Kniegelenks Zug auf das distale Femur ausübt [7].

### **1.3.2. Klassifikation der distalen Femurfraktur**

Die distale Femurfraktur wird unterschiedlich klassifiziert, u.a. nach Neer, Seinsheimer oder Schatzker. Im deutschsprachigen Raum hat sich die AO-Klassifikation (Arbeitsgemeinschaft für allgemeine Osteosynthesefragen) durchgesetzt [1]. Maurice E. Müller (1918 - 2009) war maßgeblich beteiligt, sodass diese auch Müller-Klassifikation genannt wird. Diese AO-Klassifikation gilt inzwischen als eine international anerkannte Methode zur genauen Beschreibung der Fraktur nach Art und Lokalisation. Ihre Kürzel bestehen aus einer Kombination von Zahlen und Buchstaben. Dabei steht die erste Zahl für den betroffenen Knochen im Skelett, die zweite Zahl für die Region des Bruches innerhalb dieses Knochens. Der folgende Buchstabe dient der Angabe der Komplexität der Fraktur und die abschließende Zahl steht für deren Schweregrad (Abbildung 1 und Abbildung 2) [1].

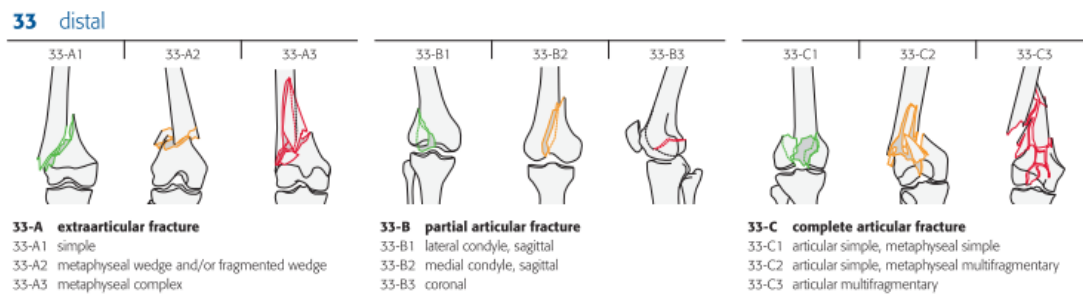


**Abbildung 1: AO/OTA-System zur Nummerierung der anatomischen Lokalisation einer Fraktur**



In der Abbildung 1 ist die international gebräuchliche Klassifikation langer Röhrenknochen nach Müller abgebildet. Die erste Zahl steht für den jeweiligen Knochen im Skelett (Copyright by AO Foundation, Switzerland, aus „Müller AO Classification of Fractures--Long Bones“).

Distale Femurfrakturen werden in extra-, partiell intra- und intraartikuläre Frakturen unterteilt. Den größten Anteil bilden mit 31 % die 33-A3-Frakturen [55], also komplexe, extraartikuläre, metaphysäre Frakturen.

**Abbildung 2: Einteilung der distalen Femurfrakturen nach Segment, Typ und Komplexität**

In Abbildung 2 ist die genaue Einteilung der distalen Femurfraktur dargestellt. Die zweite Zahl in der Klassifikation nach Müller steht für die betroffene Region innerhalb eines Knochens. Der folgende Buchstabe gibt die Komplexität der Fraktur an. Die letzte Zahl steht für den Schweregrad der Fraktur. (2. Zahl: 1=proximal, 2=diaphysär, 3=distal). Komplexität und Schweregrad sind individuell für die Region angepasst (Copyright by AO Foundation, Switzerland, aus „Müller AO Classification of Fractures--Long Bones“).

### 1.3.3. Stabilität der Osteosyntheseverfahren

Eine einheitliche Behandlungsstrategie zur Therapie distaler Femurfrakturen gibt es nicht. Zur Verfügung stehen eine Vielzahl sich unterscheidender Implantate. Bei der Auswahl des passenden Implantats müssen die jeweiligen klinischen Vor- und Nachteile sorgfältig abgewogen werden. Einen Einfluss haben dabei die biomechanischen Eigenschaften des jeweiligen Implantats.

Für den Frakturheilungsprozess ist neben dem Erhalt der Weichteildurchblutung und damit dem Erhalt der Knochenfragmentdurchblutung insbesondere auch die Stabilität der Osteosynthese relevant. Eine gute Primärstabilität sorgt dafür, dass die Extremität sofort mobilisiert und zumindest teilbelastet werden kann. Ehlinger et al. konnten in diesem Zusammenhang in einer Untersuchung an 15 Patienten mit 16 distalen Femurfrakturen ein verbessertes klinisches Outcome nach frühzeitiger Belastung nachweisen [11].

Biomechanische Messwerte für Stabilität, Rigidität und Elastizität des jeweiligen Implantat-Knochen-Konstrukts sind unter anderem plastische Verformung und Druckverformung. In die Bewertung fließt außerdem die Kraft mit ein, die aufgewendet werden muss, um ein Osteosyntheseversagen (load-to-failure) auszulösen.

Auf diese Weise werden biomechanische Eigenschaften moderner und aktueller Osteosyntheseverfahren untersucht. Äußere, vitale Faktoren, wie zum Beispiel der Muskelzug oder ligamentäre Strukturen, finden in den jeweiligen biomechanischen Studien keine Berücksichtigung.

Das Implantat muss solange für eine ausreichende Stabilität sorgen, bis der Knochen ausgeheilt und wieder voll belastbar ist. Bei Osteosyntheseverfahren mit sekundärer Frakturheilung, wie sie bei modernen Plattenosteosynthesen und Nagelosteosynthesen stattfindet, dauert die Konsolidierung des Knochens durchschnittlich 16 Wochen [50, 55].

Intramedulläre Nägel werden seit Jahrzehnten implantiert. Sie werden ständig weiterentwickelt und sind eine Option in der Therapie distaler Femurfrakturen. Die Alternative zum Nagel sind extramedulläre Implantate. Bisher war dies die Domäne der konventionellen Plattenosteosynthese. Mit der Entwicklung des winkelstabilen Plattenfixateurs steht der intramedullären Stabilisierung heute eine gute Alternative der extramedullären Stabilisierung gegenüber, die insbesondere bei den „Problemfrakturen“ zur Anwendung kommen.

#### **1.3.4. Die konservative Therapie**

Bis in die erste Hälfte des 20. Jahrhunderts wurde fast ausschließlich konservativ therapiert. Aktuell sind lediglich nicht dislozierte Frakturen oder inoperable Patienten noch Indikationen dafür. Eine Immobilisation im Extensionsbett oder eine Gips-Behandlung für mindestens 12 Wochen wären hierbei das Vorgehen.

Im Vergleich zu operativen Methoden treten vermehrt Pseudoarthrosen und Fehlstellungen auf [9]. Die Rate an sekundären Interventionen ist höher als bei allen operativen Varianten [32]. Der einzige Vorteil dieser Therapieform besteht darin, dass eine Operation mit den üblichen systemischen Nebenwirkungen sowie die Narkose nicht durchgeführt werden müssen.

### **1.3.5. Die operative Therapie**

In der gegenwärtig angewandten Therapie distaler Femurfrakturen durch Osteosyntheseverfahren werden vornehmlich retrograde intramedulläre Femurnägel und Plattenfixateur-Osteosynthesen eingesetzt. Die winkelstabile, polyaxiale Plattenosteosynthese ist eine der aktuellen Innovationen auf dem Gebiet der Osteosyntheseverfahren [13, 14, 21, 32].

#### **Nagelosteosynthesen**

Gerhardt Küntscher (1900 - 1972) präsentierte bereits im Jahre 1940 seinen ersten Markraumnagel. Die vormals eher für Femurschaftfrakturen vorbehaltene Marknagelung wurde weiterentwickelt, so dass sie heute auch für Frakturen des proximalen und distalen Drittels des Femurs einsetzbar ist. Seit 1985 können distale Femurfrakturen alternativ zur Plattenosteosynthese auch mit einer transartikulär implantierten Nagelosteosynthese versorgt werden. Das erste Modell war der Huckstep-Nagel [36].

Der Marknagel wirkt als intramedullärer Kraftträger, der bei der distalen Femurfraktur retrograd implantiert und anschließend über quere Verriegelung stabilisiert wird. Infolge der intramedullären Lage kann der Nagel seitlich nicht ausweichen. Das garantiert die axiale Stabilität mit der höchsten Steifigkeit. Um eine ausreichende Rotationsstabilität zu gewährleisten, müssen in jedem Falle mindestens zwei distale Verriegelungen eingebracht werden [21]. Verriegelungsmöglichkeiten bieten dabei Verriegelungsbolzen alleine oder eine zusätzlich eingebrachte Spiralklinge.

Die Verbindung zwischen Verriegelungsbolzen und Nagel ist nicht fixiert. Eine vollständige Winkelstabilität kann bei den meisten Implantaten somit nicht erreicht werden.

Aus klinischer Sicht sind bei den intramedullären Implantaten die geschlossene Repositionstechnik sowie eine minimal invasive Vorgehensweise bei der Stabilisierung der Fraktur von Vorteil. Der Weichteilmantel der Frakturzone wird nicht zusätzlich traumatisiert. Das Infektionsrisiko ist bedeutend geringer als bei offenen Operationstechniken [73]. Durch die intramedulläre Implantation mit

zusätzlicher Querverriegelung wird eine gute Primärstabilität und damit eine frühe Mobilisation erreicht [50].

Als nachteilig erweist sich die Eröffnung eines ansonsten intakten Kniegelenks. Postoperativ treten in bis zu 55 % der Fälle Knieschmerzen auf [45, 56]. Systemisch von Nachteil hat sich auch die bei einer Nagelung notwendige Markraumeröffnung gezeigt. Vermehrt können Lungenfunktionsstörungen, wie zum Beispiel der Anstieg des pulmonalarteriellen Druckes, auftreten [53]. Die während des Bohrvorganges entstehende Wärme kann außerdem Knochennekrosen hervorrufen.

Klinische Erfahrungen zeigen, dass der Operateur erst nach der Streckung des Kniegelenks (Implantation des retrograden Nagels in Flexion) feststellen kann, ob die Osteosynthese hinsichtlich Länge, Rotation und Achse korrekt ausgeführt wurde. Die Folge sind Fehlstellungen, die in bis zu 23 % der Fälle auftreten können [22, 37].

## **Plattenosteosynthesen**

Bis Mitte der 1990er Jahre wurde die distale Femurfraktur nach offener, direkter, anatomischer Reposition der Frakturelemente durch eine Plattenosteosynthese extramedullär fixiert - ORIF (open reduction and internal fixation). Die Stabilisierung wurde dabei durch Kompression erreicht. Diese Versorgungsart war wegen ihres großen Infektionsrisikos (tiefe Wundinfektion 4,8 %) und der Pseudoarthrosen (6,3 %) sehr komplikationsanfällig [73].

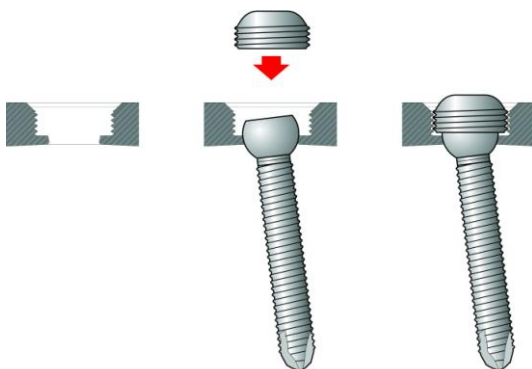
Erst mit der Entwicklung winkelstabiler Plattenosteosynthesen, die als Fixateur interne fungieren, konnte eine alternative Therapieform, mit einem komplett anderen Konzept bereitgestellt werden.

In den letzten 10 bis 15 Jahren fanden vor allem diese internen Plattenfixateure Anwendung. Hinsichtlich ihrer Stabilität waren sie den konventionellen Kompressionsosteosynthesen überlegen [40, 47]. Die plastische Verformung von internen Fixateuren war bei axialer Belastung signifikant geringer als bei Kompressionsplatten. Nicht zuletzt ermöglichen monoaxiale Plattenfixateure eine bessere distale Fixierung als herkömmliche Implantate [34, 71].

Ein weiterer Vorteil ist in dem neuen OP-Verfahren, der MIS (minimal invasive solution) zu sehen. Bei dieser minimal invasiven Vorgehensweise wird die Fraktur geschlossen reponiert und die Platte anschließend mit Hilfe eines Zielbügels minimal invasiv eingeführt. Auf diese Weise wird das die Frakturzone umgebende Weichteilgewebe kaum gestört [59].

Die Verriegelung der Schrauben in der Platte sorgt für die nötige Winkelstabilität. Diese verleiht dem Konstrukt eine Steifigkeit, die keine Bewegung in sich, sowie zwischen Platte und Knochen zulässt. Ein Gewinde sowohl im Schraubenkopf als auch im Schraubenloch der Platte bzw. separate Verschlusskappen fixieren die Schrauben (Abbildung 3). Die Variante der Verriegelung durch Kappen bietet den Vorteil, dass diese entweder sofort mit Einbringen einer Schraube oder aber erst am Ende der Implantation erfolgen kann. Dies ermöglicht eine intraoperative Justierung und Korrektur, sowohl der Schrauben als auch der Platte.

**Abbildung 3: Winkelstabilität durch Verschlusskappen**



In Abbildung 3 ist das Erreichen der Winkelstabilität durch die Verriegelung mittels Verschlusskappen dargestellt. Bild aus der Operationsanleitung „NCB® distal Femur System – Surgical Technique“. (Copyright by Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz)

Die Winkelstabilität der Osteosynthese lässt eine höhere axiale Belastung zu [10]. Diese fixe Verbindung zwischen Schrauben und Implantaten ermöglicht eine verlustfreie Last- und Kraftübertragung. Die durch die Fixierung der Schrauben im Implantat verbesserte biomechanische Stabilität wirkt der Lockerung bzw. dem Ausreißen der Osteosynthese aus dem Knochen entgegen. Vor allem bei Frakturen am osteoporotischen Knochen ist das ein

entscheidender Vorteil [10, 15, 18, 66]. Die Einführung der Winkelstabilität hat die konventionelle Technik weitestgehend abgelöst.

Inzwischen werden bereits zwei Generationen der winkelstabilen Plattenosteosynthesen unterschieden. Sowohl die Platten der ersten Generation (z.B. LISS, less invasive stabilisation system, Firma Synthes, Solothurn, Schweiz) als auch die der zweiten Generation (z.B. NCB-DF System Plate, non-contact-bridging for the distal femur, Firma Zimmer Inc., Winterthur, Schweiz) sind anatomisch vorgeformt und fungieren als Plattenfixateure. Sie unterscheiden sich vor allem hinsichtlich der Richtungsvarianten der Verschraubung. Während die Plattenosteosynthese der ersten Generation noch monoaxial verschraubt wurde, ist die der zweiten Generation polyaxial verschraubbar. Polyaxialität bedeutet, dass der Winkel, in dem die Schraube zur Platte steht frei wählbar ist. Die Schrauben können in einem kegelförmigen Radius von bis zu 30° eingebracht werden.

Die Polyaxialität hat hinsichtlich der Stabilität und Funktionalität des Konstrukts große Vorteile. Durch eine polyaxiale Implantation kann auch im osteoporotischen Knochen eine hohe Stabilität der Osteosynthese generiert werden [66, 69]. Die Schrauben können individuell positioniert werden. Hierdurch findet das Implantat selbst bei schlechter Struktur des Knochens und wenig Substanz guten Halt. Im Vergleich zu älteren Verfahren sank bei osteoporotischen und periprothetischen Frakturen die Rate an frühen Komplikationen und Revisionen. El-Zayat et al. dokumentieren 14 % revisionsbedürftige Komplikationen bei geriatrischen, periprothetischen Frakturen unter der Verwendung von polyaxialen, winkelstabilen Implantaten [13]. Bei herkömmlichen Osteosynthesen wurden von Chen et al. in einem Review Komplikationsraten bis 30 % beschrieben [5]. Die Steifigkeit und Belastbarkeit hat sich gegenüber den monoaxial verschraubbaren Plattensystemen als verbessert erwiesen. Auf die Tragfähigkeit der Plattenosteosynthese wirkt sich die polyaxiale Verschraubung nicht nachteilig aus [24, 52, 69].

Ein weiterer Vorteil der polyaxialen Modelle ist die vorwiegend bikortikale Verschraubung. Durch die Einbeziehung beider Kortikales wird eine zusätzliche Stabilität in der Verankerung erreicht [43].

Mit der Entwicklung der Polyaxialität konnte das Indikationsgebiet der Plattenosteosynthese am distalen Femur erweitert werden [12, 23, 54].

## **Der Fixateur externe**

Der Fixateur externe ist eine weitere Option in der operativen Behandlung der distalen Femurfraktur. Bei dieser Behandlungsstrategie wird der gebrochene Knochen perkutan durch Schrauben fixiert, ohne die Frakturstelle direkt zu öffnen. Häufig fungiert er als Primärmaßnahme, die temporär die Fraktur ruhig stellt [56, 58]. Nach der Stabilisierung des Patienten und Besserung der Wundverhältnisse folgt dann in einem zweiten Operationsschritt die interne Fixation als endgültige Versorgung.

Grundsätzlich ist die Ausbehandlung im Fixateur externe möglich, bedeutet aber lange Behandlungszeiten und einen schlechten Patientenkomfort. Im Vergleich zur intramedullären Stabilisierung und zur internen Fixation mittels LISS kommt es zu höheren Raten an Wundinfektionen (4,3 %), Pseudoarthrosen (7,3 %) und Revisionen (30,6 %). Dieses Ergebnis erzielten Zlowodzki et al. in einem systematischen Review [73].

### **1.3.6. Zur Biologie von Osteosyntheseverfahren**

Biologische Aspekte der Osteosyntheseverfahren thematisieren die zusätzliche, perioperative Traumatisierung des die Frakturzone umgebenden Weichteilmantels sowie des Gefäßnetzes.

Prinzipiell werden zwei verschiedene Vorgehensweisen unterschieden. Eine Fraktur kann offen unter Freilegung der Frakturzone oder minimal invasiv therapiert werden. Die ORIF findet vor allem bei gelenknahen Plattenosteosynthesen Anwendung.

Das offene Therapievorgehen bietet eine gute Übersicht und die Möglichkeit der anatomischen Reposition. Als nachteilig hat sich eine erhöhte Rate an Infektionen herausgestellt [73].

Durch die Anwendung der geschlossenen Reposition versuchen moderne Strategien, wie beispielsweise die retrograde Nagelung und die winkelstabilen Plattensysteme, die mit der offenen Behandlung einhergehenden Nachteile zu umgehen. Ohne den Frakturbereich zu öffnen, werden die Frakturelemente durch Druck oder Zug der Extremitäten in eine der Anatomie adäquate Position gebracht. Auf die Einhaltung von Achse, Länge und Rotation des Femurs wird geachtet. Anschließend erfolgt die



Stabilisierung der Fraktur mittels der jeweiligen Osteosynthese. Die Schädigung des umliegenden Weichteilgewebes und des periostalen Gefäßnetzes wird auf ein Minimum begrenzt.

Dieses minimal invasive Vorgehen wird auch als „biologische Osteosynthese“ bezeichnet.

#### **1.4. Osteoporose als Risikofaktor**

Die Osteoporose stellt ein ausgeprägtes Risiko für Knochenbrüche im geriatrischen Patientenkollektiv dar. Im Knochen finden je nach mechanischer Belastung fortwährend Auf- und Abbauprozesse statt. Auf diese Weise passt sich das Skelett der wechselnden Beanspruchung an.

Bei Osteoporose kommt es zu einem übermäßigen Abbau von Knochensubstanz. Fehlt Knochenmasse, wird der Knochen brüchig. Die verminderte Knochenfestigkeit hat eine erhöhte Frakturanfälligkeit zur Folge.

In 95 % der Fälle ist die Osteoporose als primär zu bezeichnen, das heißt, sie ist nicht Folge einer Grunderkrankung bzw. einer Knochensubstanz beeinflussenden, medikamentösen Behandlung. Zu den primären Osteoporosen zählen die postmenopausale Osteoporose (Typ I) und die senile Osteoporose (Typ II). 80 % aller an Osteoporose erkrankten Personen sind Frauen [31]. 30 % der Frauen entwickeln nach der Menopause eine klinisch relevante Osteoporose. Ab etwa dem 70. Lebensjahr nimmt die Osteoporose altersbedingt sowohl bei Frauen als auch bei Männern gleichermaßen zu [31].

Eine präklinische Osteoporose liegt nach WHO-Angaben vor, wenn der T-Score  $< -2,5$  ist. Der T-Score (eine dimensionslose Größe) ist die Standardabweichung unterhalb des Mittelwertes der Knochendichte bei gesunden 30-jährigen Menschen. Die Knochendichte wird mittels DXA (Dual-Energy X-ray Absorptiometrie) oder der pQ-CT (periphere quantitative Computertomographie) ermittelt.

Liegt zusätzlich eine Fraktur vor, wird die Osteoporose als manifest bezeichnet.

Ab dem 50. Lebensjahr steigt das Frakturrisiko deutlich an. Frauen über 50 Jahre haben ein Lebenszeit-Risiko von 40 - 50 % eine Osteoporose bedingte Fraktur zu erleiden. Bei Männern liegt dieser Wert mit 13 – 22 % erheblich

niedriger [39]. Das frühzeitige Erkennen und Therapieren der Osteoporose kann das Risiko eines Knochenbruchs aufgrund mangelhafter Knochenqualität deutlich senken.

### **1.5. Fragestellung**

In der vorliegenden Studie werden die Versorgungskonzepte „Retrograder M/DN™-Femurnagel“ und „NCB-DF System Platte“ (beide Firma Zimmer Inc., Winterthur, Schweiz), hinsichtlich ihrer Stabilität und Belastbarkeit miteinander verglichen.

Im Einzelnen sollen folgende Fragen betrachtet werden:

- Sind die biomechanischen Eigenschaften des retrograden M/DN™-Femurnagels und der NCB-DF Platte gleichwertig oder sind messbare Unterschiede nachweisbar?
- Wie unterscheiden sich die beiden Implantatarten hinsichtlich ihrer irreversiblen Verformung unter Druckbelastung?
- Sind Unterschiede bei den elastischen Eigenschaften zwischen beiden Versorgungskonzepten messbar?
- Unterscheiden sich die Osteosyntheseverfahren hinsichtlich der Art und Weise ihres Versagens?

## **2. Material und Methodik**

### **2.1. Material**

Für die Durchführung der Versuche wurden acht paarige, humane, formalinfixierte Leichenfemora verwendet. Die Femora wurden durch das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg (Direktor Prof. Dr. Weihe) zur Verfügung gestellt.

Die Femora wurden in mit 4 %igem Formalin getränkte Tücher gewickelt und bei 4°C in der Kühlkammer gelagert. Zur Herstellung der Formalinlösung wurde 37 %iges Formaldehyd im Mischungsverhältnis von 1:10 mit Phosphate Buffered Saline (PBS) verdünnt. Nach jedem Bearbeiten der Knochen wurden die Tücher erneut mit diesem Gemisch getränkt und der Knochen frisch eingewickelt.

Alle Spender hatten ihr schriftliches Einverständnis zur wissenschaftlichen Verwendung ihrer Knochen gegeben.

### **2.2. Untersuchungskollektiv**

Die Femora wurden drei männlichen und fünf weiblichen Knochenspendern entnommen. Das Durchschnittsalter lag bei 79 Jahren (63 Jahre bis 100 Jahre, Tabelle 21, Seite 88).

### **2.3. Probenvorbereitung**

Den Proben anhaftendes Weichteilgewebe wurde entfernt. Der proximale Femur wurde abgetrennt und begradigt. Die auf diese Weise gewonnenen Femora hatten ab Kondylenebene eine Länge bis 36 cm.

Pathologische Veränderungen und äußere Defekte wurden mittels einer gezielten visuellen Durchsicht sowie einer radiologischen Kontrolle in zwei Ebenen ausgeschlossen. Es wurden keine Osteolysen oder vorbestehende Frakturen festgestellt, die einen Ausschluss bedeutet hätten.

Alle Probenpaare wurden nummeriert. Randomisiert wurde je ein Knochen pro Paar für die Nagelosteosynthese. Dem verbleibenden Knochen der Gegenseite wurde dann die NCB-DF Plattenosteosynthese zugewiesen.

## **2.4. pQ-CT-Messung**

Zur exakten Bestimmung der Knochendichte wurden alle Proben einer peripheren quantitativen Computertomographie unterzogen. Das dafür verwendete XCT Research SA+ ist ein Produkt der Novotec Medical Stratec-Medizintechnik GmbH (deutscher Hauptstandort in Pforzheim). Die Messungen wurden an den Femurkondylen vorgenommen. Die Auswertung der Daten erfolgte durch methodisch erfahrene Mitarbeiter der Arbeitsgruppe.

## **2.5. Steifigkeitsberechnung der Femora**

Die Steifigkeit der einzelnen intakten Proben konnte mittels der Materialprüfmaschine getestet und anschließend berechnet werden (Längenänderung/Druckkraft). Dafür wurden die Femora jeweils mit 20 zyklischen Belastungen bei einer Frequenz von 0,25 Hz zwischen 200 N und 1000 N getestet.

## **2.6. Frakturmodell**

Am Frakturmodell wurde jeweils eine standardisierte, suprakondyläre Osteotomie mit einem Frakturspalt von 2 cm durchgeführt. Dabei liegt die Höhe der Frakturunterkante bei  $\frac{3}{4}$  der Kondylenbreite ab interkondylärer Notch. Dieses Vorgehen generiert eine instabile distale Femurfraktur. Sie entspricht einer 33-A3 Fraktur nach AO-Klassifikation. Dieses Frakturmodell wird auch in anderen Studien verwendet [34, 66, 69, 71, 72].

## **2.7. Osteosynthesen**

### **2.7.1. Allgemeine Voraussetzungen**

Auf der Grundlage des Randomisierungsprotokolls wurde die Osteosynthese von einem erfahrenen Studienoperator ausgeführt. Um eine genaue anatomische Fixierung zu ermöglichen, wurde die laterale Kortikalis erst nach Einbringen der distalen Schrauben bzw. Bolzen zersägt. An jeweils vier rechte und vier linke Knochen der acht Femurpaare wurde je eine 9 - Loch NCB-DF System Platte angebracht. Am anderen Knochen eines jeden

Femurpaares erfolgte dann die retrograde Nagelung mit einem M/DN™-Femurnagel. In allen Fällen wurde bikortikal verschraubt. Beide Implantate stellte die Firma Zimmer Inc. (Winterthur, Schweiz) zur Verfügung.

**Abbildung 4: Probenpaar 8, Nagel am linken Femur, NCB-Platte am rechten Femur**



Die Abbildung 4 zeigt das Probenpaar 8. Dargestellt sind die Plattenosteosynthese am rechten Femur und die Nagelosteosynthese am linken Femur. Der Osteotomiespalt beträgt 2 cm. Die Frakturunterkante liegt bei  $\frac{3}{4}$  der Kondylenbreite ab intercondylärer Notch.

### **2.7.2. Gruppe A: Retrograder M/DN™-Femurnagel**

Es wurden Stahlnägel mit einer maximalen Länge von 340 mm verwendet. Die Durchmesser betrugen 12 mm oder 13 mm.

Der Zugang erfolgte über die interkondyläre Notch. Nach der Markraumeröffnung mittels eines kanülierten Trochanterbohrers wurde ein Markraumführungsspieß in die Markhöhle vorgeschoben. Der Markraum wurde mit einem Markraumborher vorsichtig bis zur Kortikalis aufgebohrt. In 0,5 mm Schritten wurde weiter gebohrt, bis die gewünschte Breite erreicht war. Der Nageldurchmesser sollte 1 mm geringer sein als der Durchmesser des zuletzt verwendeten Markraumborhers. Der Eintrittspunkt des Femurnagels lag in einer Linie mit dem Schaft am Schnittpunkt zwischen der

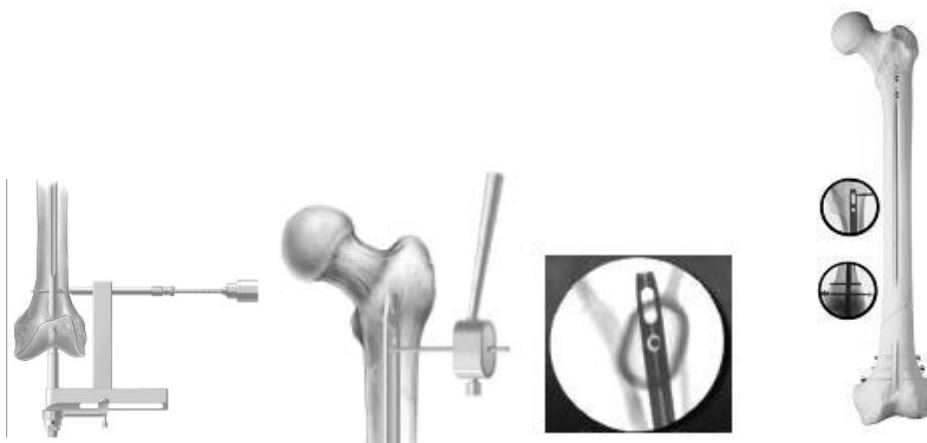
Blumensaat-Linie (entspricht dem Dach der Fossa intercondylaris) und der vorderen interkondylären Notch. Anschließend wurde der Nagel mit dem Zielgerät konnektiert und über eine Einbringvorrichtung in den Markraum eingeführt. Unter Verwendung eines Schlagaufsatzes wurde der Nagel in seine endgültige Lage geschlagen.

Firma Zimmer empfiehlt bei der Implantation des Nagels drei distale und zwei proximale Schrauben zu verwenden (Abbildung 5). Die distalen Schrauben hatten einen Durchmesser von 5,5 mm und die proximalen einen Durchmesser von 4,5 mm. Die Länge der Schrauben variierte in Abhängigkeit von der Kondylenbreite. Die distalen Verriegelungsschrauben hatten eine Länge von 75 mm bis 100 mm. Die proximalen Schrauben waren 35 mm bis 45 mm lang. Unter Zuhilfenahme des Zielgerätes wurden die distalen Verriegelungsbolzen eingedreht. Die proximale Verschraubung erfolgte mit dem Freihand-Zielgerät unter ständiger Bildwandlerkontrolle (Abbildung 6).

**Abbildung 5: Retrograder M/DN™-Femurnagel mit jeweiligen Verriegelungsbolzen**



Für die Implantation des retrograden Femurnagels wurden distal drei Verriegelungsbolzen von 75 mm bis 100 mm Länge und 5,5 mm Durchmesser verwendet. Proximal wurden zwei Schrauben mit einer Länge von 35 mm bis 45 mm und einem Durchmesser von 4,5 mm eingebracht.

**Abbildung 6: Implantationstechnik des retrograden M/DN™-Femurnagel**

Die Bilder zeigen den Ablauf der Implantation des retrograden Femurnagels. (Bilder aus der Operationsanleitung „M/DN ® Femoral Retrograde Intramedullary Fixation - Surgical Technique“, Copyright by Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz)

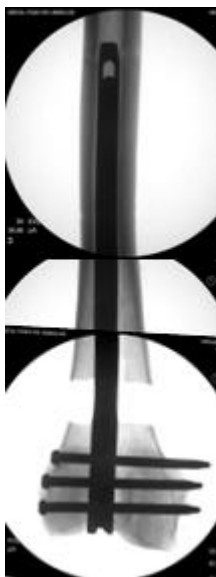
**Abbildung 7: retrograde Marknagelosteosynthese radiologisch dargestellt**

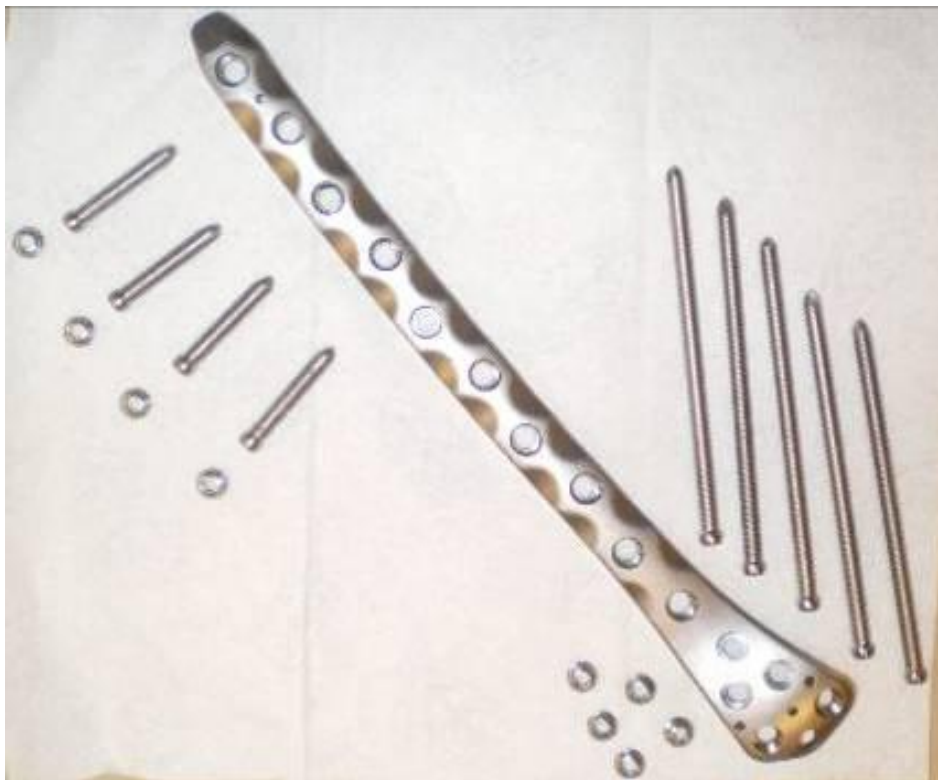
Abbildung 7 zeigt die radiologische Kontrolle nach Implantation der Nagelosteosynthese.

**2.7.3. Gruppe B: NCB-DF System Platte**

Die NCB-DF Platten waren anatomisch vorgeformt. Im Versuch wurden ausschließlich 9 - Loch-Platten verwendet. Ihre Länge betrug 24,6 cm. Mit Hilfe einer NCB-Zielbohrbuchse wurden distal fünf Bohrkanäle vorgebohrt. Durch das manuelle Aufsetzen der Bohrhülse konnte der Operateur die Richtung der Bohrung und damit die Schraubenachse festlegen. Die Schrauben können meta- und epiphysär in einem Radius von bis zu 30°

eingebracht werden. Distal wurden fünf Spongiosaschrauben von 80 mm bis 100 mm Länge eingeführt und bikortikal verschraubt. Im Schaftbereich wurden weitere vier Kortikalisschrauben mit einer Länge von 35 mm bis 45 mm in gleicher Weise fixiert. Alle Schrauben besitzen einen Durchmesser von 5,0 mm. Auf alle Schrauben wurde eine Verriegelungskappe gesetzt (Abbildung 8). Damit war das Konstrukt winkelstabil.

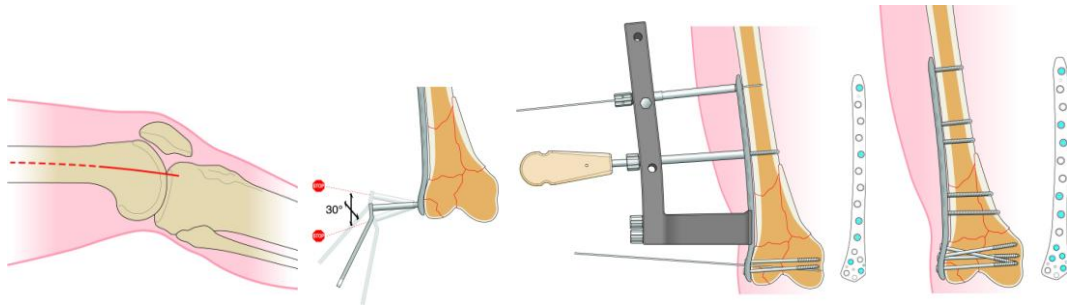
**Abbildung 8: NCB-DF Platte mit Verriegelungsschrauben und Verschlusskappen**



In Abbildung 8 ist die NCB-DF Platte mit den zugehörigen Verriegelungsschrauben zu sehen. Es kamen 5 distale und 4 proximale Schrauben zur Anwendung. Am Ende wurde das Konstrukt mit Hilfe der Verschlusskappen verriegelt.

In Abbildung 9 ist das intraoperative Vorgehen bei der Implantation der NCB - DF Platte nach der MIS - Technik (minimal invasive solution) der Firma Zimmer dargestellt.



**Abbildung 9: Implantationstechnik der NCB-DF Platte**

Dargestellt ist das Vorgehen bei einer minimal invasiv eingebrachten Plattenosteosynthese, am Beispiel von der NCB - DF Platte der Firma Zimmer. (Bilder aus der Operationsanleitung „NCB® distal Femur System – Surgical Technique“, Copyright by Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz)

**Abbildung 10: NCB-DF Plattenosteosynthese radiologisch dargestellt**

Abbildung 10 zeigt die radiologische Kontrolle nach Implantation der Plattenosteosynthese.

In Tabelle 1 sind die wichtigsten technische Daten beider Implantate gegenübergestellt.

**Tabelle 1: Technische Daten der Osteosynthesen**

	<b>M/DN™-Femurnagel</b>	<b>NCB-DF Platte</b>
<b>Position</b>	intramedullär	extramedullär
<b>Material</b>	Stahl	Titan
<b>Größe</b>	14 – 48 cm	5 Loch Platte: 16,7 cm 9-Loch-Platten: 24,6 cm 13 Loch Platte: 32,4 cm
<b>Durchmesser/Dicke</b>	9 – 14 mm	4 mm
<b>Verschraubung</b>		polyaxial
<b>Durchmesser</b>	proximal: 4,5 mm distal: 5,5 mm	5,0 mm
<b>Länge</b>	proximal: 35 – 45 mm distal: 75 - 100 mm	proximal: 35 – 45 mm distal: 80 – 100 mm
<b>Anzahl</b>	proximal: 2 distal: 3	proximal: 4 distal: 5
<b>Verriegelungs- mechanismus</b>	Querverschraubung/ Verriegelungsbolzen	Verschlusskappe

Die Tabelle 1 gibt technische Daten der jeweiligen Osteosynthesearten wider. Dabei unterscheiden sie sich nicht nur in der Lage, intra- und extramedulläre, sondern auch im Material, in der Anzahl der verwendeten Schrauben und der Art der Verriegelung.

Nach der Einbringung der Osteosynthesen erhielten die Kondylen einen ca. 2 cm hohen, mit Technovit 3040 (Firma Heraeus) gegossenen Standfuß. Die Probe stand in einer anatomischen Position zur Unterfläche.

## **2.8. Materialprüfmaschine INSTRON 5566**

Als Materialprüfmaschine für den biomechanischen Belastungsversuch wurde das Fabrikat 5566, ein Zweisäulen-Tischmodell der Firma Instron (Instron Corporation, 825 University Avenue, Norwood, MA, 02062-2642 USA) eingesetzt. Die Prüfmaschine besteht aus einem Prüfraumen, einer auf

DSP (Digital Signal Processing) basierenden Elektronik und der Anwendungssoftware Bluehill® 2 (Abbildung 11).

**Abbildung 11: Materialprüfmaschine INSTRON 5566**



Die Abbildung 11 zeigt die Materialprüfmaschine der Firma INSTRON, Modell 5566 sowie den Startbildschirm mit der Anwendersoftware Bluehill® 2. (Verwendetes Bildmaterial mit freundlicher Überlassung durch INSTRON® GmbH Deutschland)

Auf einem Sockel sind zwei mit Aluminium verkleidete Führungssäulen zusammen mit zwei Kugelumlaufspindeln vertikal fixiert. Diese Kombination sorgt für eine hohe Quersteifigkeit sowie einen genauen linearen Traversenweg. Die Säulen sind durch eine Traverse mit einem Kraftabnehmer verbunden.

Die Auf- und Abwärtsbewegung der Traverse übernimmt ein Gleichstromservomotor. Seine Drehzahl und damit auch die Geschwindigkeit

der Traverse werden über die Anwendersoftware gesteuert. Die Maximalgeschwindigkeit der Traverse beträgt 500 mm/min. Zur Sicherheit sind am Rahmen beidseitig Traversenwegbegrenzungen angebracht.

Die Maschine ist sowohl für Druck- als auch für Zugversuche geeignet. Sie erzeugt eine Nennkraft (maximale Belastung) von 10 kN. Durch die Abwärtsbewegung wird eine Druckkraft auf die Probe ausgeübt bzw. bei der Aufwärtsbewegung eine entsprechende Zugkraft. Diese Kraft wird mittels eines Kraftabnehmers gemessen und als elektrisches Signal ausgegeben. Das Signal wird anschließend digitalisiert. Auf diese Weise werden genaue und jederzeit reproduzierbare Messdaten erfasst.

Der gesamte Prüfungsprozess wird durch die Software Bluehill 2 gesteuert und verwaltet.

Ein Prüfprotokoll mit Beschreibung der individuellen Prüfmethode und ein Prüfbericht wurden erstellt. Darin enthalten sind die Prüfparameter sowie die erfassten Daten und deren Auswertung.

## **2.9. Versuchsdurchführung**

Die Versuche wurden im biomechanischen Labor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Marburg durchgeführt. Einzelne wurden die in Technovit eingegossenen Femora in einer Vorrichtung auf der Spannplatte befestigt und so ausgerichtet, dass sie sich zentral unter der einwirkenden Kraft befanden. Das proximale Ende des Femurs fasste ein Zylinder aus Kunststoff ein, der an einem zweidimensionalen Kugellagersystem befestigt war (Abbildung 12). Dadurch wurde eine identische, axiale Kraftübertragung auch bei ausweichender Bewegung der Proben gewährleistet.

**Abbildung 12: Einspannung des Femurs in die Materialprüfmaschine**

Die Abbildung 12 zeigt einen eingespannten Femur in der Materialprüfmaschine. Bei allen Proben wurde der distale Technovit-Sockel mit Schrauben fixiert, proximal wurde der Knochen von einem Kunststoffzylinder eingeschlossen.

Vor der eigentlichen Prüfung wurden Testversuche mit einem ebenfalls in Technovit eingegossenen Kunststoff-Femur zu allen erstellten Prüfprotokollen durchgeführt.

Anschließend wurden die eigentlichen Versuche gestartet. Bei allen Proben wurde eine Vorprüfung durchgeführt. Diese war auf einen Traversenweg von 20 mm/min und eine Last von 100 N eingestellt (Vergleich Zlowodzki et al. 2006 [72]). Dadurch wurde sichergestellt, dass Verformungen, die unter

Minimallast entstanden, in den entscheidenden Versuchen keine Rolle spielten. Eine Versuchsreihe startete mit einer zyklischen Belastung von 1.000 N. Nach jeweils 500 Zyklen wurde die Belastung um 500 N erhöht und auf diese Weise solange gesteigert, bis ein Abbruchkriterium eintrat oder 5.000 N Endbelastung erreicht waren. Maximal neun Belastungsstufen waren vorgesehen. 5.000 N entsprechen dabei einer axialen Belastung von ca. 500 kg (1 kg = 9,81 N). Die Prüfungsendkriterien waren definiert als Druckkraftverlust von 20 % (Implantatversagen oder Knochenbruch) und Druckverformung von 30 mm (Gesamtverformung des Osteosynthese-Knochen-Konstrukts von über 3 cm).

Für die zyklischen Bewegungen der Traverse war eine konstante Geschwindigkeit von 125 mm/min vorgegeben. Mit dieser Geschwindigkeit wurde solange gedrückt bis die gewünschte Maximalkraft erreicht war. Unter dieser Geschwindigkeitsvorgabe wurde eine Frequenz (Zyklen pro Sekunde) von maximal 1 Hz erreicht. Je höher die Druckkraft war, desto niedriger war die Frequenz.

Am Prüfende stoppte die Maschine automatisch.

Bei jedem Versuch wurden die Zeit (in Sekunden), der Traversenweg (in [mm] Absolutstrecke), die Druckkraft (in [N]), die Druckverformung (in [mm]) und die Zyklenzahl als Rohdaten erfasst, welche für spätere Berechnungen herangezogen worden. Nach Auswertung durch die o.a. Software wurde das Ergebnis in Form entsprechender Diagramme wiedergegeben.

Vor Beginn jeder Versuchsreihe sowie nach dem Bruch bzw. dem Erreichen der Endkriterien wurde der Femur fotografiert.

## **2.10. Endpunkte der Studie**

Erhobene und berechnete Endpunkte waren die plastische Verformung und die Druckverformung des jeweiligen Implantat-Knochen-Konstrukts unter Belastung. In die Bewertung floss außerdem die Kraft mit ein, die aufgewendet werden musste, um ein Osteosyntheseversagen (load-to-failure) auszulösen. Äußere vitale Faktoren fanden in der vorliegenden Studie keine Berücksichtigung.

### **2.10.1. Plastische Verformung**

Als plastische Verformung wird die dauerhafte Formveränderung eines Materials unter Belastung bezeichnet. Sie wurde als Messwert am Ende des 500. Zyklus ausgegeben. Aus einer Reihe von Messdaten wurde der arithmetische Mittelwert der Proben je Belastungsstufe errechnet.

### **2.10.2. Druckverformung**

Die Druckverformung beschreibt die maximale Verformung sowohl des Knochens als auch der Osteosynthese unter Belastung. Sie ist ein Maß für die Elastizität des Gesamtkonstruktes.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Druckverformung aus den Rohdaten berechnet und der arithmetische Mittelwert aus allen Proben je Belastungsstufe ermittelt.

### **2.10.3. Osteosyntheseversagen**

Ein Osteosyntheseversagen trat dann ein, wenn die Prüfkriterien erreicht waren, d.h. ein Druckkraftverlust von 20 % bzw. eine Druckverformung von 30 mm. Das entspricht einem Bruch des Knochens oder des Implantats bzw. dessen irreversibler Deformierung. Die beim Eintritt des Versagens gemessene Druckkraft [N] wurde ermittelt.

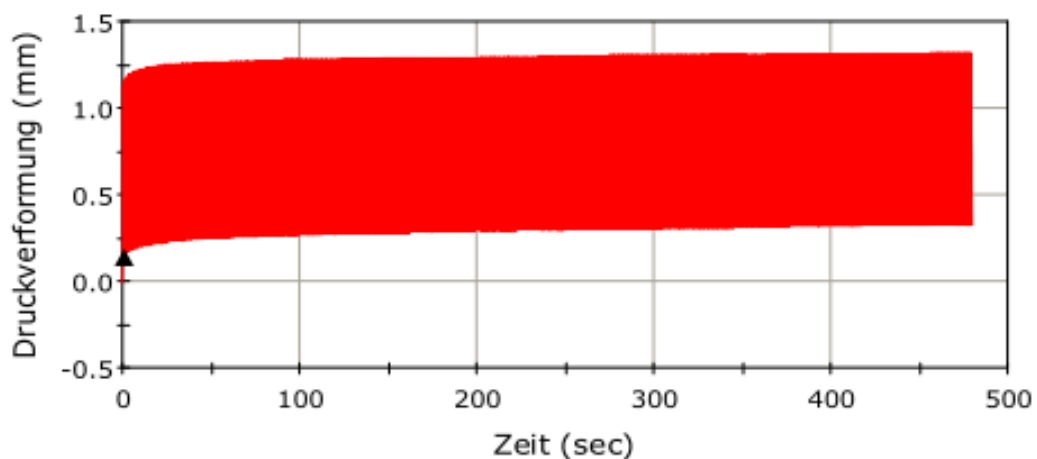
## **2.11. Vorgehen bei der Datenauswertung**

Alle Rohdaten wurden auf dem an die Prüfmaschine angeschlossenen Rechner gespeichert und verwaltet. Zur Datenauswertung wurde das Software-Programm Microsoft® Office Excel 2007 genutzt. Die Beziehung zwischen der Druckverformung und der Zeit sowie zwischen der Druckverformung und der Druckkraft wurden in jeweils separaten Diagrammen dargestellt. Die Signifikanz der Werte wurde mit dem Student T-Test bestimmt (Analyse-Software IBM SPSS Statistics - Statistical Package for social science, SPSS Inc., Chicago, IL, USA; Version 17.0). Als signifikant galt ein Wert von  $p < 0,05$ .

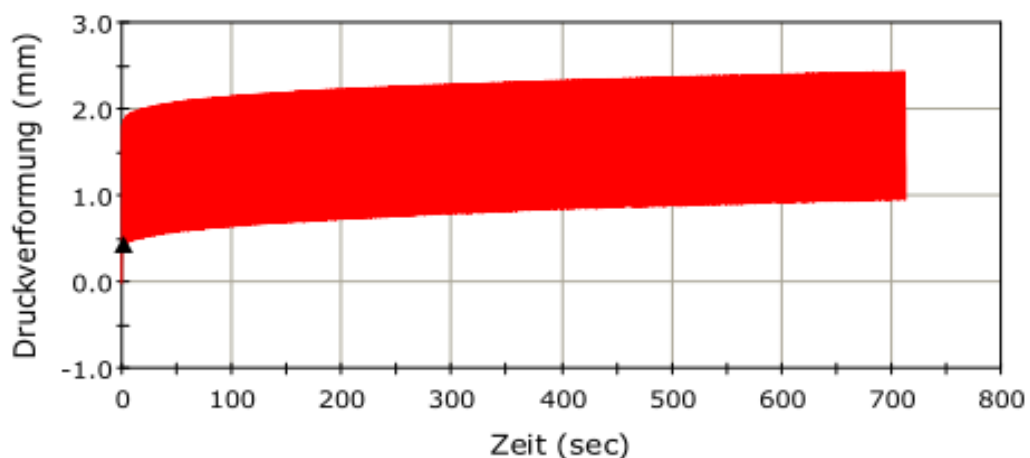
### 3. Ergebnisse

Die Abbildung 13 und Abbildung 14 zeigen exemplarisch den Kurvenverlauf der plastischen Verformung sowie der Druckverformung des Femurpaares 1 bei 1.500 N. Der Druckverlauf ist in Beziehung zur Zeit gesetzt. Die rote Fläche gibt die Druckverformung und die Fläche darunter die plastische Verformung wieder.

**Abbildung 13: Diagramm Druckverformung je Zeiteinheit; Probe 1, Nagel am linken Femur, bei 1.500 N**



**Abbildung 14: Diagramm Druckverformung je Zeit; Probe 1, NCB - Platte am rechten Femur, bei 1.500 N**



Die Abbildung 13 und Abbildung 14 geben die Verformung je Zeiteinheit wieder. Die rote Fläche gibt die Druckverformung an und die Fläche unter der Kurve entspricht der plastischen Verformung.



### 3.1. pQ-CT Messung

Die Ergebnisse der pQ-CT Messung sind in Tabelle 2 wiedergegeben. Diese entsprechen der Knochendichte (BMD-bone mineral density) der jeweiligen Proben.

**Tabelle 2: Ergebnisse der pQ-CT Messung [mg/cm<sup>3</sup>]**

Probennummer	rechts	links
1	161,3	177,9 (NOS)
2	189,8	135,3
3	157,5 (NOS)	145,5
4	144,1	136,9
5	149	124,5
6	147	128,3 (POS)
7	93,9	152
8	145,8	149,3 (NOS)

In Tabelle 2 sind die Absolutwerte der pQ-CT Messung in mg/cm<sup>3</sup> wiedergegeben. Die grauen Felder entsprechen den Proben, bei denen es nicht zum Versagen kam (NOS – Nagelosteosynthese, POS – Plattenosteosynthese).

Für die Proben, bei denen es nicht zum Versagen kam, betrug der arithmetische Mittelwert der BMD 153,3 mg/cm<sup>3</sup> ( $\pm 20,5$  mg/cm<sup>3</sup>). Bei den Proben mit Osteosyntheseversagen betrug dieser Wert 143,8 mg/cm<sup>3</sup> ( $\pm 22,4$  mg/cm<sup>3</sup>). Ein signifikanter Unterschied lag nicht vor ( $p=0,548$ ).

Der Durchschnittswert der BMD aller Proben lag bei 148,67 mg/cm<sup>3</sup>.

Die Vergleichsprobe zur Knochendichte eines 31-Jährigen ohne Osteoporose ergab eine BMD von 198,53 mg/cm<sup>3</sup>.

### 3.2. Steifigkeitsberechnung der Femora

Die Absolutwerte der Steifigkeitsberechnung sind in Tabelle 3 wiedergegeben.

**Tabelle 3: Absolutwerte der Steifigkeit in [mm/kN]**

Probennummer	rechts	links
1	1,17	1,28
2	1,3	1,23
3	1,03	1,17
4	1,25	1,49
5	1,32	1,21
6	1,27	0,99
7	1,03	1,44
8	0,94	1,19

Tabelle 3 gibt die Absolutwerte der Steifigkeit der einzelnen Proben an. Die grauen Felder entsprechen den Proben, bei denen es nicht zum Versagen.

Die größte Steifigkeit mit 1,49 mm/kN wurde bei der Probe 4 der linken Seite berechnet. Die geringste Steifigkeit wies die Probe 8 der rechten Seite mit 0,94 mm/kN auf. Der durchschnittliche Unterschied der Ergebnisse einer Probe zur Gegenseite betrug 0,2 mm/kN ( $\pm 0,11$  mm/kN).

Ein signifikanter Unterschied zwischen den jeweiligen Probenpaaren konnte nicht berechnet werden ( $p=0,315$ ).

Abbildung 15 zeigt die graphische Darstellung die Knochensteifigkeit der jeweiligen Proben im Seitenvergleich.

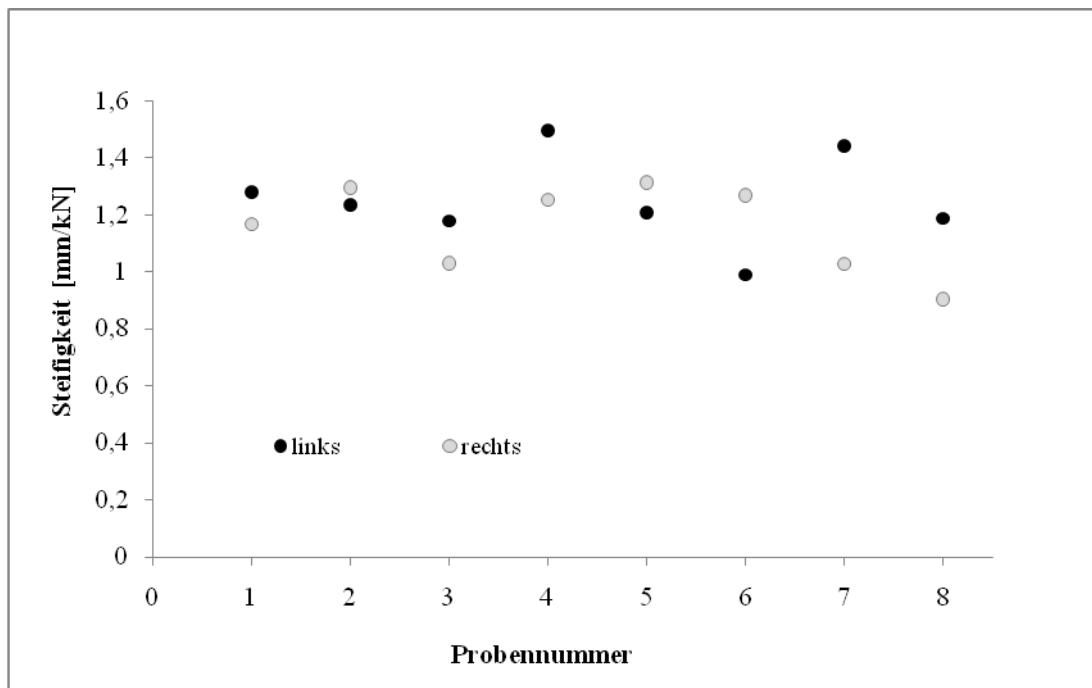
**Abbildung 15: Steifigkeit der Probenpaare im Seitenvergleich**

Abbildung 15 zeigt die Steifigkeit der Probenpaare im Seitenvergleich. Eine maximale Steifigkeit von 1,49 mm/kN wird von der Probe 4 links, eine minimale Steifigkeit mit 0,94 mm/kN von der Probe 8 rechts erreicht.

### 3.3. Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften

#### 3.3.1. Gruppe A: Retrograder M/DN™-Femurnagel

Die Randomisierung ergab für die Nagelosteosynthesen folgende Seitenzuteilung (Femur eines Paares):

Probennummer	Seite
1	links
2	rechts
3	rechts
4	links
5	rechts
6	rechts
7	links
8	links

## Plastische Verformung

Tabelle 4 zeigt die Absolutwerte der plastischen Verformung unter zyklischer Belastung in Millimeter.

**Tabelle 4: Absolutwerte der plastische Verformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese**

Probe	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
1	0,25	0,19	0,15	0,11	0,18	0,25	0,28	0,27	0,34
2	0,24	0,16	0,27	0,22	0,45	0,59	Bruch		
3	0,33	0,22	0,17	0,13	0,27	0,12	0,21	0,11	0,12
4	0,3	0,25	0,3	0,32	0,4	0,28	0,75	Bruch	
5	0,59	0,85	0,68	0,85	1,05	1,5	0,77	Bruch	
6	0,04	0,04	0,09	0,1	0,17	0,14	0,19	Bruch	
7	0,36	0,25	0,45	0,44	0,4	0,49	2,18	Bruch	
8	0,34	0,1	0,14	0,11	0,32	0,18	0,22	0,45	0,33

Tabelle 5 gibt das arithmetische Mittel der Absolutwerte aus Tabelle 4 wieder. Das Minimum der plastischen Verformung lag im Schnitt bei 1.500 N (0,26 mm), das Maximum bei 4.000 N (0,66 mm). Der letzte Durchschnittswert aller Proben vor dem Eintreten des ersten Bruchs betrug 0,44 mm bei einer Druckbelastung von 3500 N.

**Tabelle 5: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese**

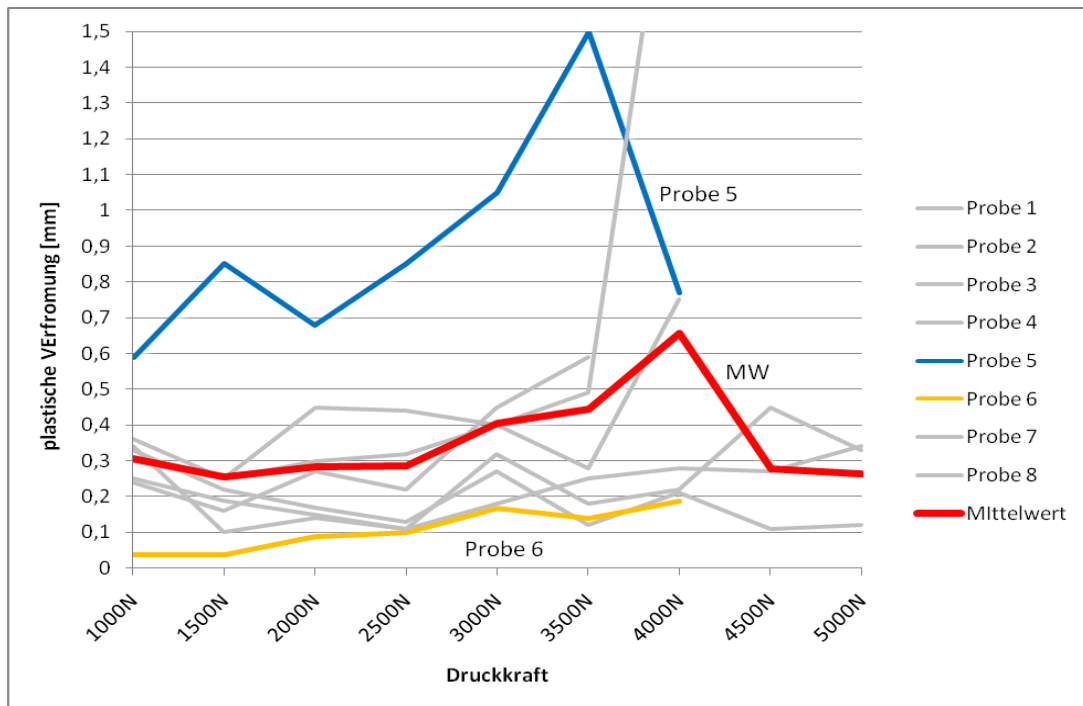
	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
MW	0,31	0,26	0,28	0,29	0,41	0,44	0,66	0,28	0,26

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Über alle Druckbelastungsstufen konnte eine durchschnittliche Gesamtverformung der Proben mit Nagelosteosynthese von 3,11 mm dokumentiert werden. Dabei erreichte im Einzelnen betrachtet die Probe 5 die maximale Gesamtverformung von 6,29 mm und die Probe 6 die minimale Gesamtverformung von insgesamt 0,77 mm.

Die Proben 5 und 6 wichen in den Absolutwerten der plastischen Verformung deutlicher als alle anderen Proben vom Mittelwert ab. Dies ist in Abbildung 16 veranschaulicht.

**Abbildung 16: Plastische Verformung bei der Nagelosteosynthesen, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert**



In Abbildung 16 ist der Kurvenverlauf der plastischen Verformung der Einzelproben im Vergleich zum Mittelwert (MW) dargestellt. Die Kurve der Probe 5 verläuft deutlich oberhalb des arithmetischen Mittels und der Kurvenverlauf der Probe 6 liegt deutlich unterhalb des Mittelwertes.

## Druckverformung

Die Tabelle 6 gibt die Absolutwerte der Druckverformung der einzelnen Proben in den unterschiedlichen Belastungsversuchen wieder.

**Tabelle 6: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese**

Probe	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
1	1,17	1,32	1,51	1,74	1,79	2,16	2,47	7,22	7,45
2	1,34	1,57	2,05	2,08	2,77	3,24	7,7		
3	1,4	1,38	1,63	1,8	2,09	2,16	2,85	5,04	8,6
4	1,41	1,45	1,77	2,06	3,25	2,52	3,41	3,02	
5	1,75	3,26	2,67	2,98	4,24	4,87	3,77	7,2	
6	0,61	0,77	1,05	1,26	1,64	1,85	2,03	5,16	
7	1,7	1,46	2,15	2,31	2,51	2,9	4,99	5,88	
8	4,02	1,23	1,53	1,7	3,82	2,74	3,22	5,97	6,69

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Tabelle 7 dokumentiert die Durchschnittswerte der Absolutwerte aus Tabelle 6. Das durchschnittliche Minimum der Druckverformung betrug 1,56 mm bei 1.500 N. Ab 1.500 N stieg die Druckverformung im Mittel mit zunehmender Kraft bis zu einem Durchschnittswert von 7,58 mm bei 5.000 N an, wobei wegen des bereits eingetretenen Bruchs nicht mehr alle Proben enthalten waren. Der letzte Durchschnittswert vor Eintreten des ersten Bruchs lag bei 2,81 mm und 3.500 N.

**Tabelle 7: Mittelwerte der Druckverformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese**

	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
<b>MW</b>	1,68	1,56	1,80	1,99	2,76	2,81	3,81	5,64	7,58

Gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Auch in Bezug auf die Druckverformung verhielten sich die Proben 5 und 6 abweichender als die anderen Proben. Die Kurve verläuft bei Probe 5 deutlich oberhalb und bei Probe 6 deutlich unterhalb des Durchschnittswertes für die Druckverformung (Abbildung 17).

**Abbildung 17: Druckverformung bei der Nagelosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert**

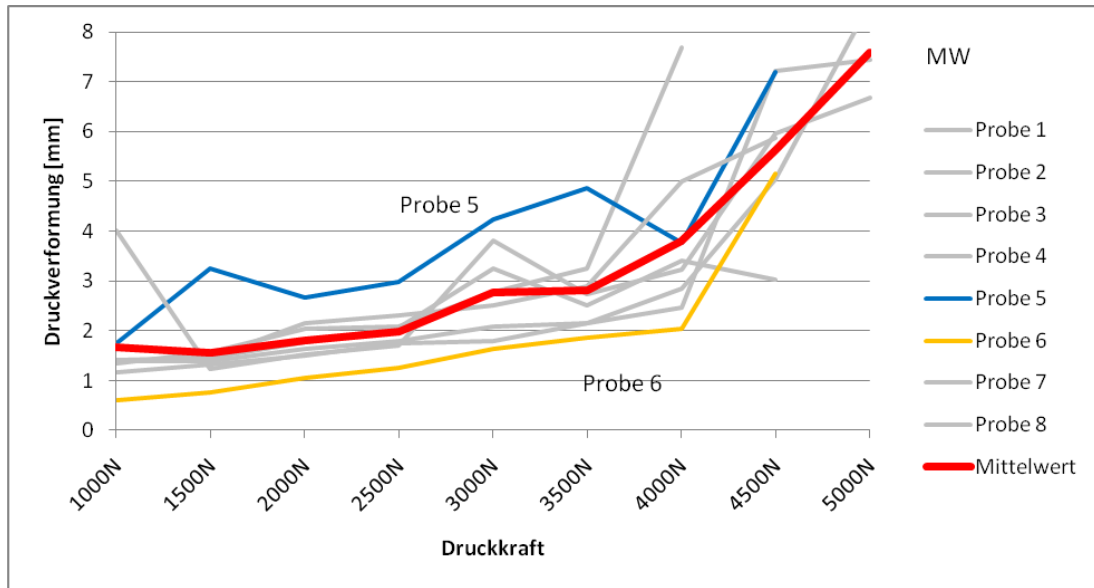


Abbildung 17 gibt den Kurvenverlauf der Druckverformung der Einzelproben mit NOS wieder. Die Druckverformung der Probe 5 ist durchschnittlich größer als die Druckverformung im Mittel. Die Druckverformung der Probe 6 hingegen ist kleiner.

### Osteosyntheseversagen

Die Proben 4, 5, 6 und 7 brachen bei einer Druckbelastung von 4.500 N. Probe 2 brach bei 4.000 N. Bei den Proben 1, 3 und 8 kam es selbst bei 5.000 N nicht zum Versagen (Tabelle 8). Bei Eintreten des Osteosyntheseversagens riss bei allen Proben der proximale Bolzen aus.

**Tabelle 8: Osteosyntheseversagen bei der Nagelosteosynthese**

Probe	Druckkraft [N]	Lokalisation	Zyklus
1	-	-	-
2	4000	Schaft	138
3	-	-	-
4	4500	Schaft	3
5	4500	Schaft	45
6	4500	Schaft	58
7	4500	Schaft	21
8	-	-	-

grau: kein Osteosyntheseversagen

Beispielhaft ist die Frakturlokalisierung in der Abbildung 18 und Abbildung 19 dargestellt.

**Abbildung 18: Probe 6 bei 4.500 N**

Probe 6 versagte proximal des Frakturspalt.

**Abbildung 19: Probe 7 bei 4.500 N**

Bei Probe 7 kam es zum proximalen Versagen durch einen Spaltbruch.



### 3.3.2. Gruppe B: NCB-DF System Platte

Die Randomisierung ergab für die Plattenosteosynthese folgende Seitenzuteilung (Femur eines Paares):

Probennummer	Seite
1	rechts
2	links
3	links
4	rechts
5	links
6	links
7	rechts
8	rechts

#### Plastische Verformung

Tabelle 9 dokumentiert die Absolutwerte der plastischen Verformung unter der zyklischen Belastung in Millimeter.

**Tabelle 9: Absolutwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese**

Probe	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
1	0,88	0,51	0,63	0,53	0,72	0,6	0,74	0,5	Bruch
2	0,25	0,37	0,42	0,44	0,67	1,6	1,62	2,01	Bruch
3	1,69	0,52	1,09	0,49	0,53	0,75	1,85	3,64	>30mm
4	0,97	0,83	0,64	0,59	0,56	0,54	1,08	>30mm	
5	0,29	0,53	0,94	2,08	Bruch				
6	0,49	0,34	0,42	0,42	0,49	0,4	0,48	0,56	0,96
7	0,58	0,5	0,66	1,15	2,01	Bruch			
8	0,26	0,04	0,19	0,37	0,31	0,62	0,97	0,83	Bruch

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Tabelle 10 gibt den Mittelwert der Absolutwerte aus Tabelle 7 wieder. Das Minimum der plastischen Verformung lag im Schnitt bei 1.500 N (0,46 mm), das Maximum bei 4.500 N (1,51 mm). Der letzte Durchschnittswert aller Proben vor dem Eintreten des ersten Bruchs betrug 0,76 mm ( $\pm 0,58$  mm) bei einer Druckbelastung von 2.500 N.

**Tabelle 10: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese**

	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
<b>MW</b>	0,68	0,46	0,62	0,76	0,76	0,75	1,12	1,51	0,96

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Über alle Druckbelastungsstufen hinweg betrug die durchschnittliche Gesamtverformung der Proben mit Plattenosteosynthese 7,61 mm. Die geringste Gesamtverformung wurde bei der Probe 8 mit 3,59 mm gemessen. Die Probe 3 erreichte mit 10,56 mm die maximale Gesamtverformung.

Die Proben 5 und 8 wichen in ihrer plastischen Verformung deutlicher vom Mittelwert ab, als die anderen Proben. (Abbildung 20).

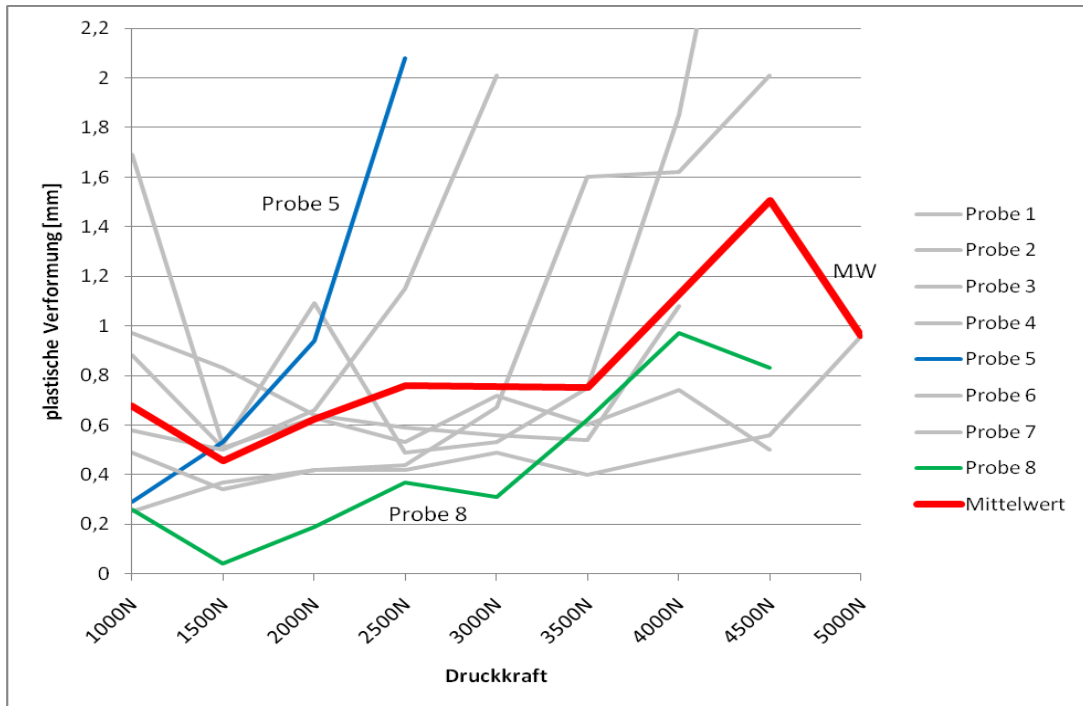
**Abbildung 20: Plastische Verformung bei der Plattenosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert**

Abbildung 20 zeigt den Kurvenverlauf der einzelnen Proben mit Plattenosteosynthese. Die Kurve der Probe 5 verläuft ab 1.500 N oberhalb des Mittelwertes. Der Kurvenverlauf der Probe 8 liegt deutlich unterhalb der Kurve des Mittelwertes.

## Druckverformung

In Tabelle 11 sind die Einzelwerte der Druckverformung dokumentiert.

**Tabelle 11: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese**

Probe	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
1	2,29	2,43	3,01	3,46	3,93	4,21	4,8	6,58	10,7
2	1,64	1,85	2,43	2,84	3,53	5,55	7,21	17,68	21,65
3	3,76	3,56	5,5	4,89	5,89	6,91	11,16	15,12	24,46
4	2,74	3,57	4,23	4,98	5,73	6,66	8,21	26,29	
5	1,49	3,85	4,16	6,61	13,05				
6	1,47	1,63	1,7	2,06	2,29	2,51	2,94	9,15	10,33
7	2,02	2,25	2,56	4,48	7,17	19,92			
8	1,77	1,42	2,11	2,63	3	3,88	9,36	11,35	9,65

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert.

In Tabelle 12 wurden die Durchschnittswerte der Absolutwerte aus Tabelle 11 berechnet. Das durchschnittliche Minimum der Druckverformung betrug 2,15 mm bei 1.000 N. Ab 1.000 N stieg die Druckverformung mit zunehmender Kraft bis zu einem Durchschnittswert von 15,36 mm bei 5.000 N, wobei wegen bereits eingetretenen Bruchs nicht mehr alle Proben enthalten waren. Der letzte Durchschnittswert vor Eintreten des ersten Bruchs lag bei 3,99 mm ( $\pm 1,52$  mm) und 2.500 N.

**Tabelle 12: Mittelwerte der Druckverformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese**

	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
<b>MW</b>	2,15	2,57	3,21	3,99	5,57	7,09	7,28	14,36	15,36

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Die Proben 5 und 6 differierten mehr als die übrigen Proben vom Mittelwert. Die Kurve der Probe 5 verläuft oberhalb und die der Probe 6 unterhalb des Mittels der restlichen Proben (Abbildung 21).

**Abbildung 21: Druckverformung bei der Plattenosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert**

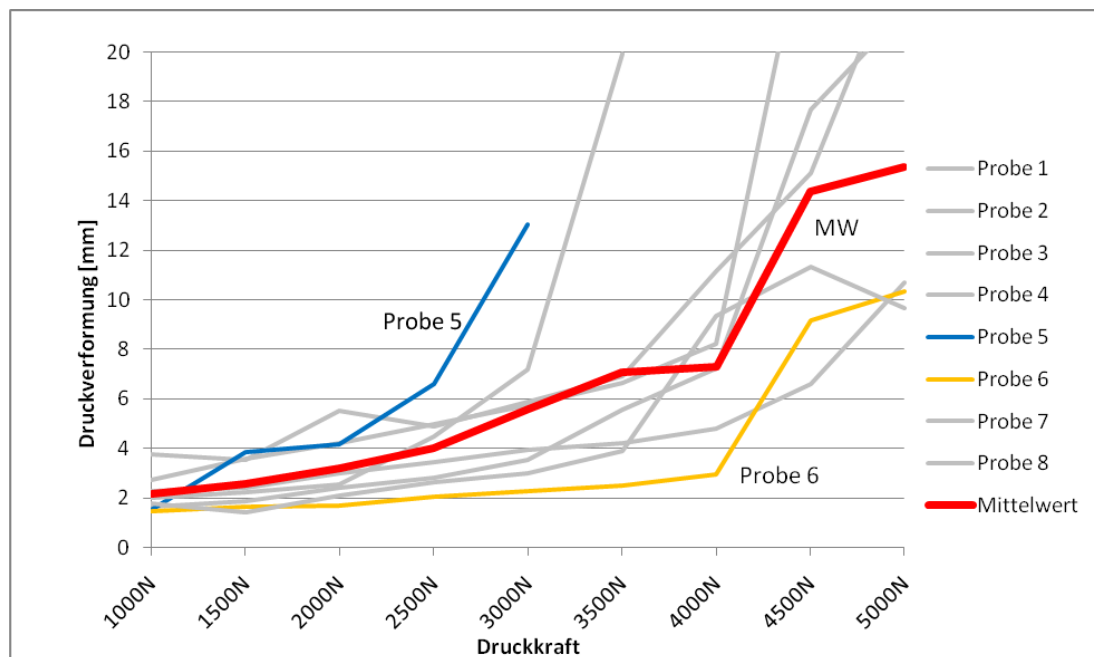


Abbildung 21 zeigt die Kurvenverläufe der Druckverformung der einzelnen Proben im Vergleich zum Mittelwert. Die Kurve der Probe 5 verläuft ab 1.500 N oberhalb vom Mittelwert. Der Kurvenverlauf von Probe 6 bleibt unterhalb des Mittelwertes.

**Osteosyntheseversagen**

Die Proben 1, 2, 3 und 8 versagten bei einer Druckbelastung von 5.000 N. Probe 4 versagte bei 4.500 N, Probe 7 bei 3.500 N und Probe 5 bei 3.000 N. Bei Probe 6 kam es bei 5.000 N nicht zum Versagen (Tabelle 13). Beim Eintreten des Osteosyntheseversagens rissen bei den Proben 1, 5, 7 und 8 die proximalen Schrauben aus. Ein distales Versagen der Osteosynthese durch einen Kondylenbruch wurde einzig bei Probe 2 beobachtet. Die Proben 3 und 4 erreichten das Prüfkriterium einer Verformung  $\geq 30$  mm, ohne dass es zu einem Bruch des Knochens kam (Tabelle 13). Beispielhaft ist die Frakturlokalisierung in der Abbildung 22, Abbildung 23 und Abbildung 24 dargestellt.

**Abbildung 22: Probe 2 bei 5.000 N**

In der Gruppe B kommt es einzig bei Probe 2 zu einem distalen Versagen durch einen Kondylenbruch.

**Abbildung 23: Probe 8 bei 5.000 N**

Die Proben 1, 5, 7 und 8 versagen proximal des Frakturspaltes.

**Abbildung 24: Probe 3 bei 5000 N**

In Abbildung 24 ist die Probe 3 bei dem Erreichen des Prüfkriteriums einer Verformung  $\geq 30$  mm dargestellt.

**Tabelle 13: Osteosyntheseversagen bei der Plattenosteosynthese**

Probe	Druckkraft [N]	Lokalisation	Zyklus
1	5000	Schaft	334
2	5000	Kondylen	233
3	5000	>30mm	331
4	4500	>30mm	77
5	3000	Schaft	52
6	-	-	-
7	3500	Schaft	230
8	5000	Schaft	291

grau: kein Osteosyntheseversagen

### 3.3.3. Vergleich beider Gruppen

In beiden Gruppen wurde die jeweilige Osteosynthese an je vier rechten und vier linken Proben vorgenommen. Alle Osteosynthesen hielten einer Druckkraft von mindestens 2.500 N stand. Die biomechanischen Eigenschaften beider Osteosyntheseverfahren werden deshalb auf der Basis dieses Wertes verglichen. Tabelle 14 fasst die wichtigsten Ergebnisse zusammen.

**Tabelle 14: Vergleich Nagelosteosynthese vs. NCB-Plattenosteosynthese hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften**

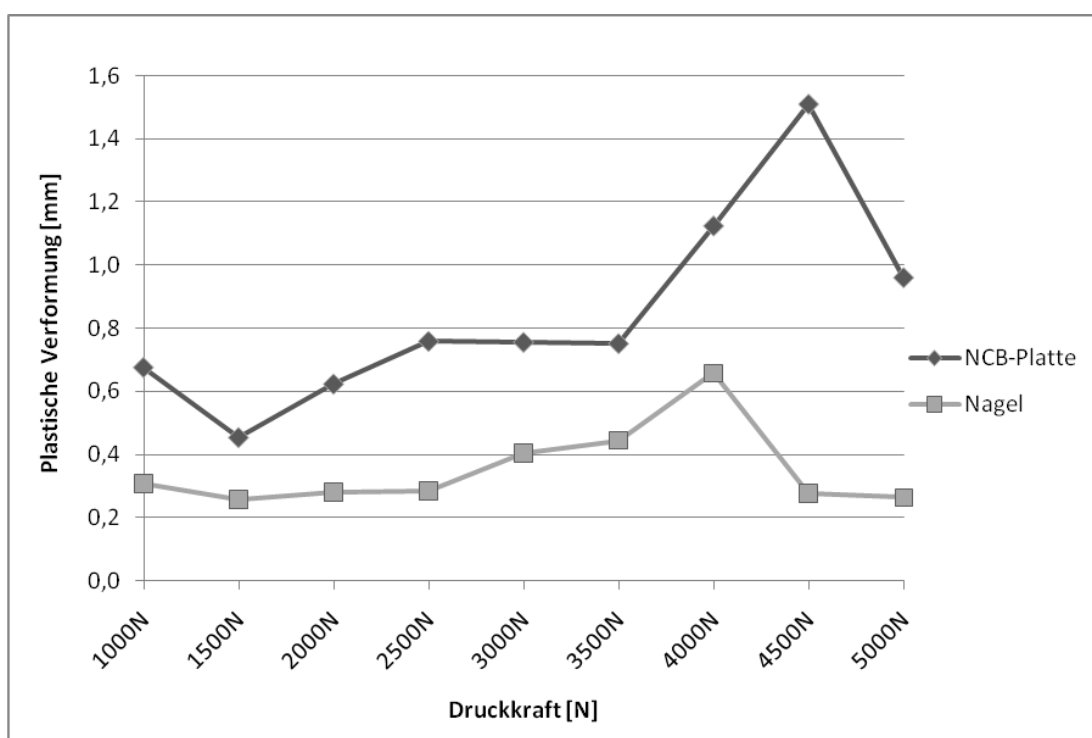
	Plastische Verformung bei 2.500 N	Plastische Gesamtverformung	Druckverformung bei 2.500 N	Osteosynthese versagen (Mittelwert)	Kein Osteosynthese versagen
<b>Nagel</b>	0,29 mm	2,76 mm	1,99 mm	4.400 N	3/8 Proben
<b>NCB</b>	0,76 mm	5,64 mm	3,99 mm	4.429 N	1/8 Proben

Der Mittelwert der plastischen Verformung liegt bei der Nagelosteosynthese deutlich unter dem der Plattenosteosynthese. Auch die Mittelwerte der plastischen Gesamtverformung und der Druckverformung sind bei der Nagelosteosynthese geringer als bei der Plattenosteosynthese. Die Kraft, die zum Versagen führt, ist vergleichbar. 3 von 8 Nagelproben und 1 von 8 Plattenproben hielten den Prüfkriterien stand.

## Plastische Verformung

Insgesamt war die plastische Verformung bei den Proben der Gruppe B (NCB - Platte) unter allen Belastungsstufen größer als bei der Gruppe A (Nägel) (Abbildung 25). Die irreversible Gesamtdeformierung unter allen Belastungsstufen betrug bei der Plattenosteosynthese im Schnitt 5,64 mm und bei der Nagelosteosynthese 2,76 mm.

**Abbildung 25: Graphischer Vergleich der Mittelwerte der plastischen Verformung**



Die mittlere plastische Verformung ist bei der NCB - Plattenosteosynthese größer als bei der Nagelosteosynthese.

In beiden Gruppen war der initiale Mittelwert bei 1.000 N größer als der Zweitwert bei 1.500 N (Nagel: 0,31 mm → 0,26 mm, Platte: 0,68 mm → 0,46 mm). Ab 1.500 N nahm in beiden Gruppen die plastische Verformung im Mittel bis zu einem Höchstwert kontinuierlich zu (Nagel: 4.000 N → 0,66 mm, Platte: 4.500 N → 1,51 mm). Danach fällt der Mittelwert der plastischen Verformung in beiden Gruppen wieder ab (Abbildung 25).

In Tabelle 15 werden die Mittelwerte der plastischen Verformung für beide Gruppen in Millimeter wiedergegeben. Proben mit eingetretenem Bruch auf



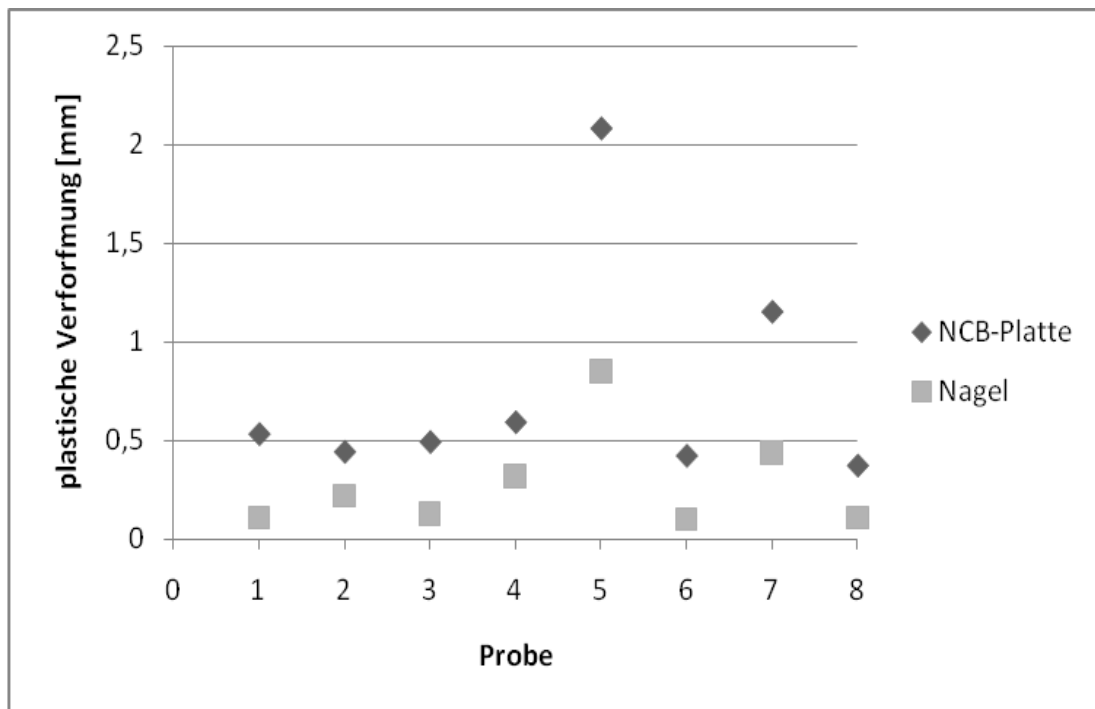
niedrigeren Belastungsstufen wurden nicht mehr in die Berechnung einbezogen.

**Tabelle 15: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm]**

	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
<b>MW Nagel</b>	0,31	0,26	0,28	0,29	0,41	0,44	0,66	0,28	0,26
<b>MW Platte</b>	0,68	0,46	0,62	0,76	0,76	0,75	1,12	1,51	0,96

Gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Bei der Belastung von 2.500 N betrug die durchschnittliche plastische Verformung für Nägel 0,29 mm ( $\pm 0,26$  mm) und für Platten 0,76 mm ( $\pm 0,58$  mm). Die NCB - Platte und der retrograde Femurnagel unterschieden sich auch hinsichtlich der Absolutwerte der einzelnen Messungen voneinander. Die NCB - Proben wurden jeweils stärker verformt als die Nagel - Proben (Abbildung 26). Die geringste plastische Verformung auf der Stufe des Vergleichswertes von 2.500 N erfuhren die Probe 6 der Gruppe A mit 0,1 mm und die Probe 8 in der Gruppe B mit 0,37 mm. Die Probe 5 wurde in beiden Gruppen am stärksten plastisch verformt (Nagel: 0,85 mm, NCB-Platte: 2,08 mm, Tabelle 16).

**Abbildung 26: Graphik zur plastischen Verformung bei 2.500 N**

Bei 2.500 N ist die plastische Verformung bei der NCB - Plattenosteosynthese aller Probenpaare größer als bei der entsprechenden Nagelosteosynthese.

**Tabelle 16: Absolutwerte der plastischen Verformung bei 2.500 N in [mm]**

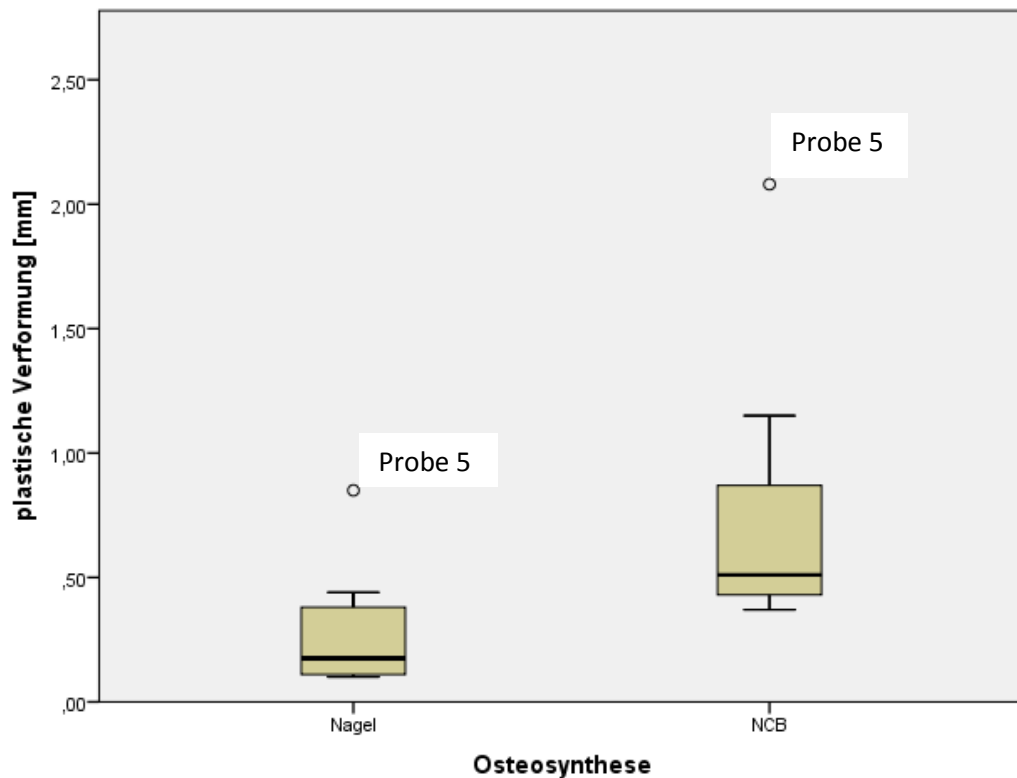
Probenpaar	Nagel	NCB - Platte
1	0,11	0,53
2	0,22	0,44
3	0,13	0,49
4	0,32	0,59
5	0,85	2,08
6	0,1	0,42
7	0,44	1,15
8	0,11	0,37

gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Ein graphischer Vergleich der plastischen Verformung der einzelnen Probenpaare ist im Anhang unter der Abbildung 35 ab Seite 78 zu finden.

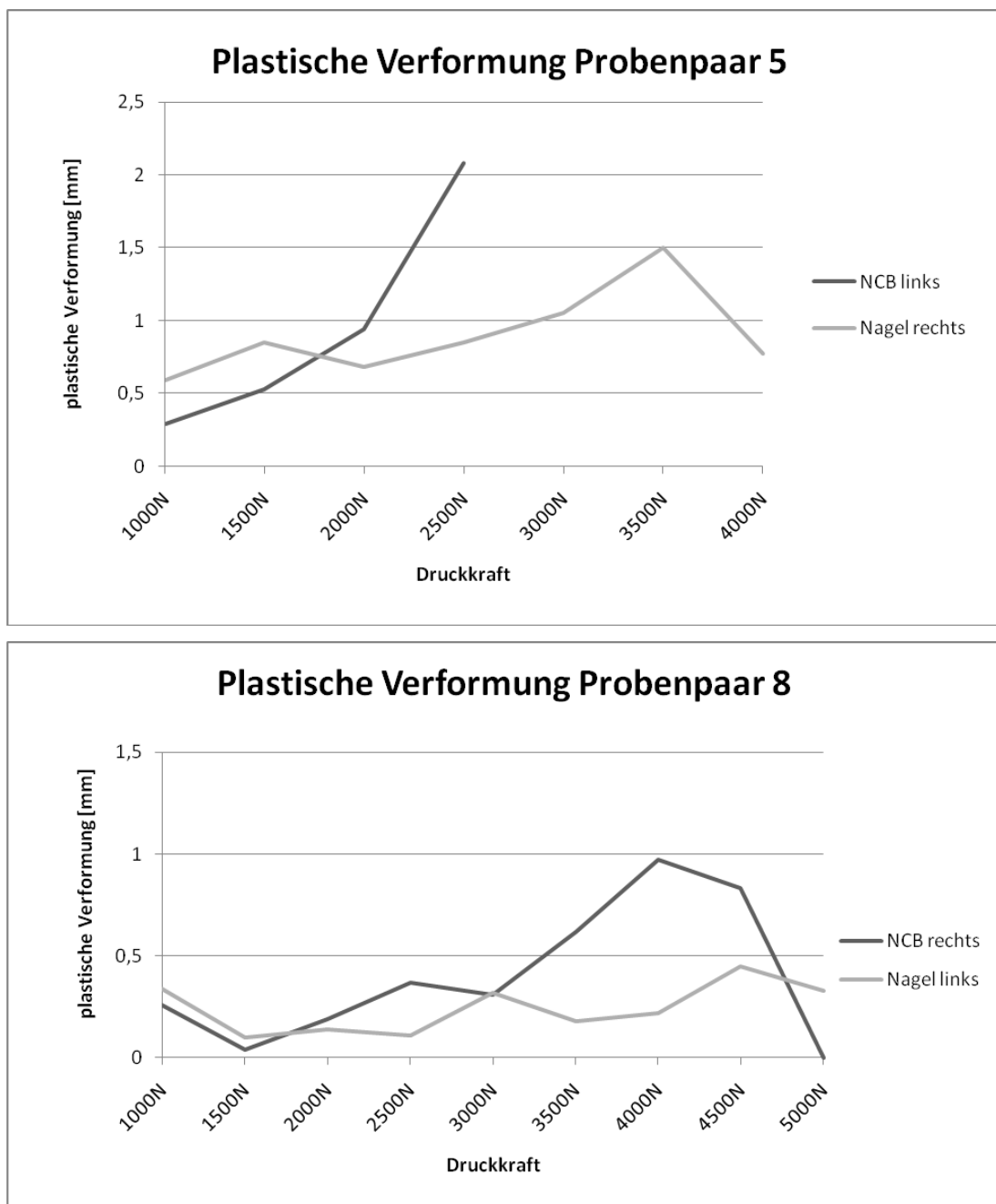
Über alle Belastungsstufen hinweg ist der Unterschied bei der plastischen Verformung zwischen beiden Gruppen signifikant ( $p=0,002$ ). Jedoch sind in diesem Wert auch Ergebnisse eingerechnet, bei denen aufgrund des Osteosyntheseversagens nicht mehr alle Proben enthalten waren. Ab 3.000 N schieden die ersten Proben aus. Für die Belastungsstufen bis 2.500 N (alle Proben sind enthalten) ergeben sich primär nicht signifikante Werte (1.000 N:  $p=0,062$ ; 1.500 N:  $p=0,118$ ; 2.500 N:  $p=0,056$ ).

Auf dem Vergleichsniveau der Belastungsstufe von 2.500 N konnte kein signifikanter Unterschied berechnet werden ( $p=0,056$ ). Der Boxplot ist in Abbildung 27 dargestellt. Bei beiden Osteosynthesearten lag der Wert für die plastische Verformung der Probe 5 außerhalb des oberen Whiskers. Sie ist somit als Ausreißer nach oben einzuschätzen. Die Proben 6 (Nagel) und 8 (NCB -Platte) liegen innerhalb der Whisker.

**Abbildung 27: Boxplot-Analyse der plastischen Verformung bei 2.500 N**

Die Box in Abbildung 27 enthält mindestens 50 % aller Messergebnisse. Die plastische Verformung des Probenpaares 5 liegt jeweils außerhalb des oberen Whiskers. Die Werte der Proben 6 (Nagel) und 8 (NCB-Platte) liegen innerhalb des unteren Whiskers. Der Median der Nagelosteosynthese liegt unterhalb des Medians der Plattenosteosynthese.

Einzig bei den Probenpaaren 5 und 8 war die plastische Verformung der Nagelosteosynthese initial auf der Stufe von 1.000 N bzw. 1.500 N größer als bei der Plattenosteosynthese (Abbildung 28, Tabelle 17). Bei allen anderen Probenpaaren wurde diesbezüglich genau das gegenteilige Verhalten beobachtet.

**Abbildung 28: Plastische Verformung der Probenpaare 5 und 8**

Die plastische Verformung bei 1.000 N und 1.500 N ist im Beispiel der Probenpaare 5 und 8 bei der Nagelosteosynthese größer als bei der NCB-Plattenosteosynthese.

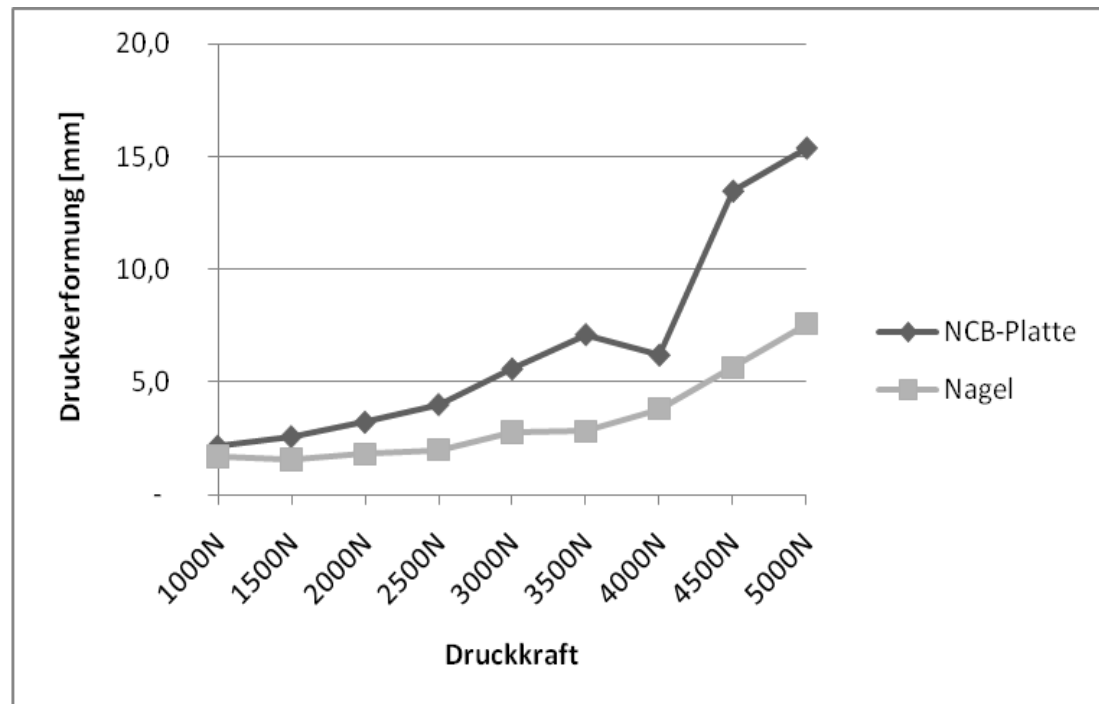
**Tabelle 17: Absolutwerte der plastischen Verformung in [mm] der Probenpaare 5 und 8**

Probe 5	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
Nagel	0,59	0,85	0,68	0,85	1,05	1,5	0,77	Bruch	
NCB	0,29	0,53	0,94	2,08	Bruch				

Probe 8	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
Nagel	0,34	0,1	0,14	0,11	0,32	0,18	0,22	0,45	0,33
NCB	0,26	0,04	0,19	0,37	0,31	0,62	0,97	0,83	Bruch

## Druckverformung

Die Druckverformung war bei den Proben der Gruppe B (NCB-Platte) unter jeder Belastungsstufe größer als bei den Proben der Gruppe A (Nagel). Dies ist in Abbildung 29 dargestellt.

**Abbildung 29: Graphik zum Vergleich der Mittelwerte der Druckverformung**

Die Mittelwerte der Druckverformung der NCB-Plattenosteosynthese liegen für alle Probenpaare oberhalb der Mittelwerte der Nagelosteosynthese.

Innerhalb der Gruppe A (Nagel) lag das Minimum bei 1.500 N (1,56 mm) und innerhalb der Gruppe B (NCB - Platte) bei 1.000 N (2,15 mm). Die maximale Druckverformung trat in beiden Gruppen bei 5.000 N (Nagel: 7,58 mm, NCB - Platte: 15,36 mm) ein, wobei wegen des Erreichens der Versuchsabbruchkriterien nicht mehr alle Proben enthalten waren (Tabelle 18).

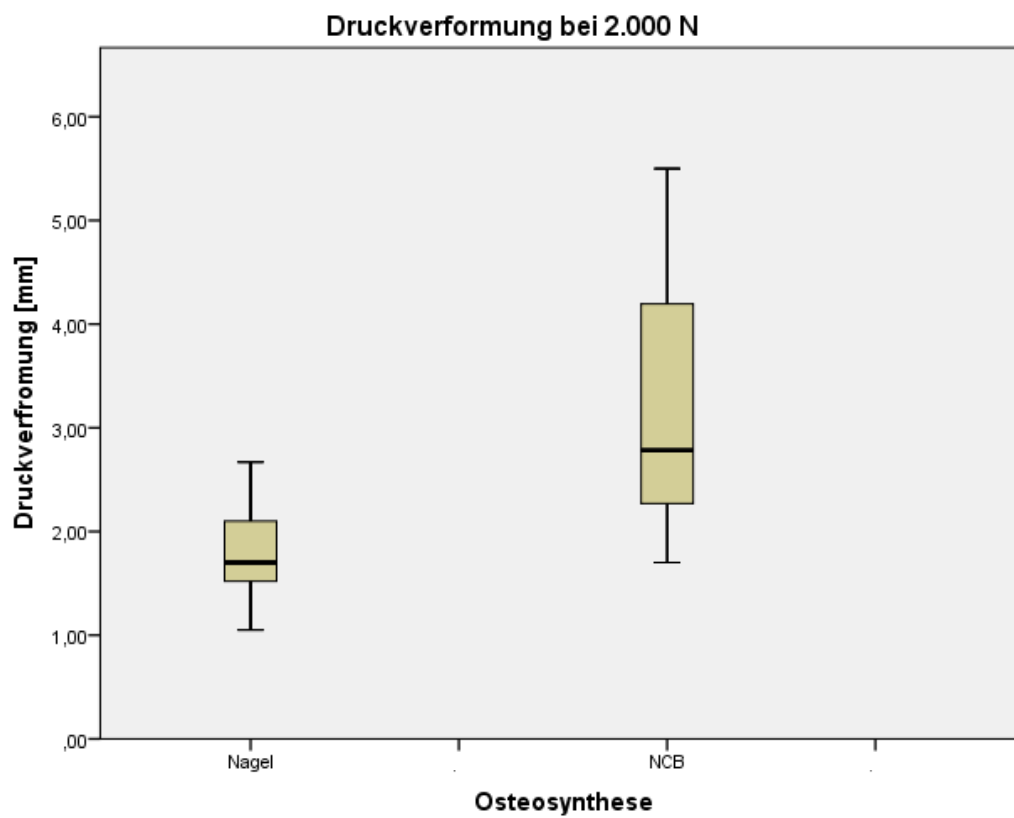
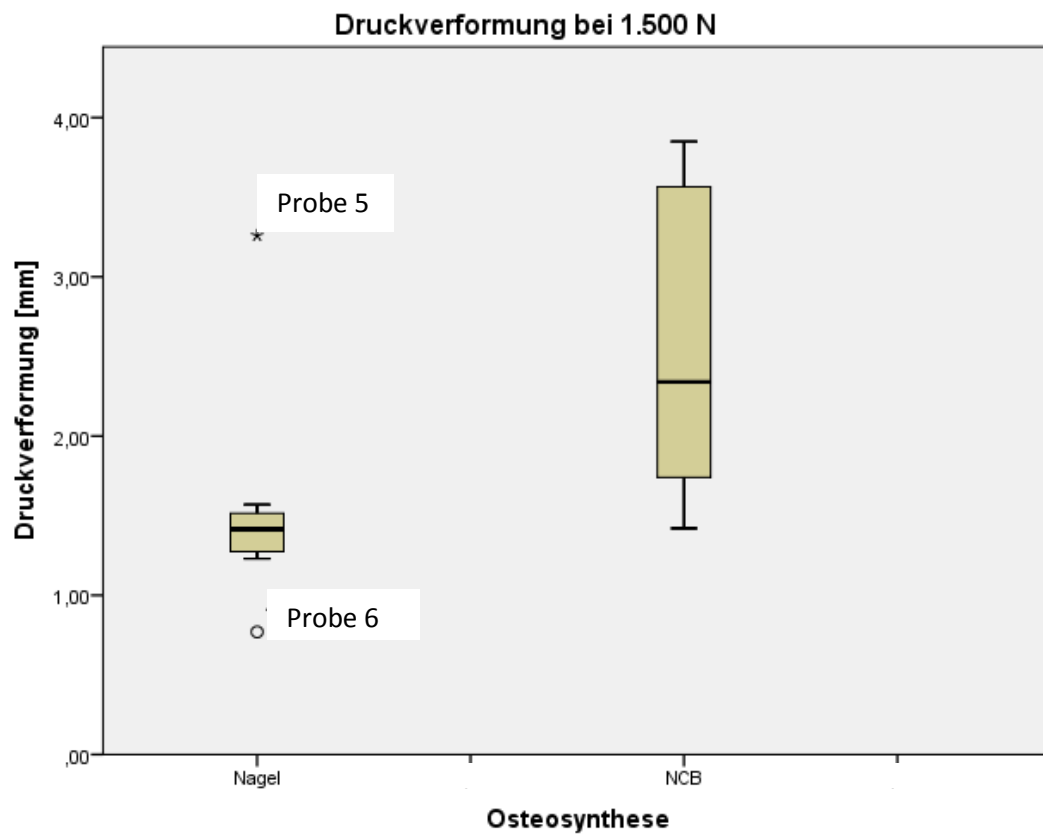
**Tabelle 18: Mittelwerte der Druckverformung in [mm]**

	1000N	1500N	2000N	2500N	3000N	3500N	4000N	4500N	5000N
<b>MW Nagel</b>	1,68	1,56	1,80	1,99	2,76	2,81	3,81	5,64	7,58
<b>MW NCB</b>	2,15	2,57	3,21	3,99	5,57	7,09	6,19	13,45	15,36

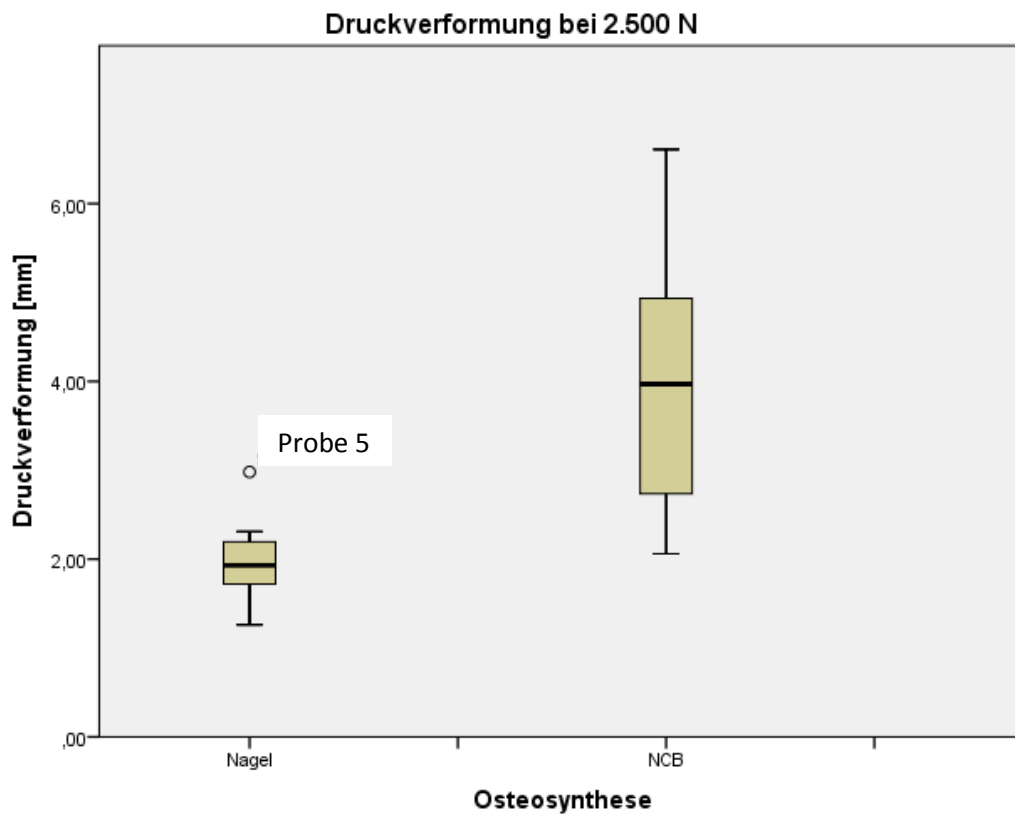
Gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Über alle Belastungsstufen hinweg konnte zwischen beiden Gruppen ein signifikanter Unterschied in der Druckverformung nachgewiesen werden ( $p=0,007$ ). Für die Belastungsstufen im Einzelnen ergaben sich folgende signifikante Werte: 1.500 N ( $p=0,032$ ), 2.000 N ( $p=0,012$ ), 2.500 N ( $p=0,003$ ), 4.000 N ( $p=0,019$ ) und 4.500 N ( $p=0,029$ ). Ab 3.000 N waren jedoch nicht mehr alle Proben enthalten.

In Abbildung 30 sind die dazugehörigen Boxplot dargestellt. Probe 5 war bei der Nagelosteosynthese bei 1.500 N und 2.500 N jeweils als Ausreißer nach oben erkenntlich. Der Wert der Probe 5 liegt bei der Plattenosteosynthese innerhalb der Whisker bzw. markiert die Obergrenze der Whisker. Dieses Ergebnis zeigt sich auch bei 2.000 N der Nagelosteosynthese. Probe 6 fällt bei 1.500 N nach unten aus. Bei 2.000 N und 2.500 N liegt der Wert der Druckverformung der Probe 6 jeweils am unteren Ende des Fühlers.

**Abbildung 30: Boxplot-Analyse der Druckverformung bei 1.500 N, 2.000 N und 2.500 N**

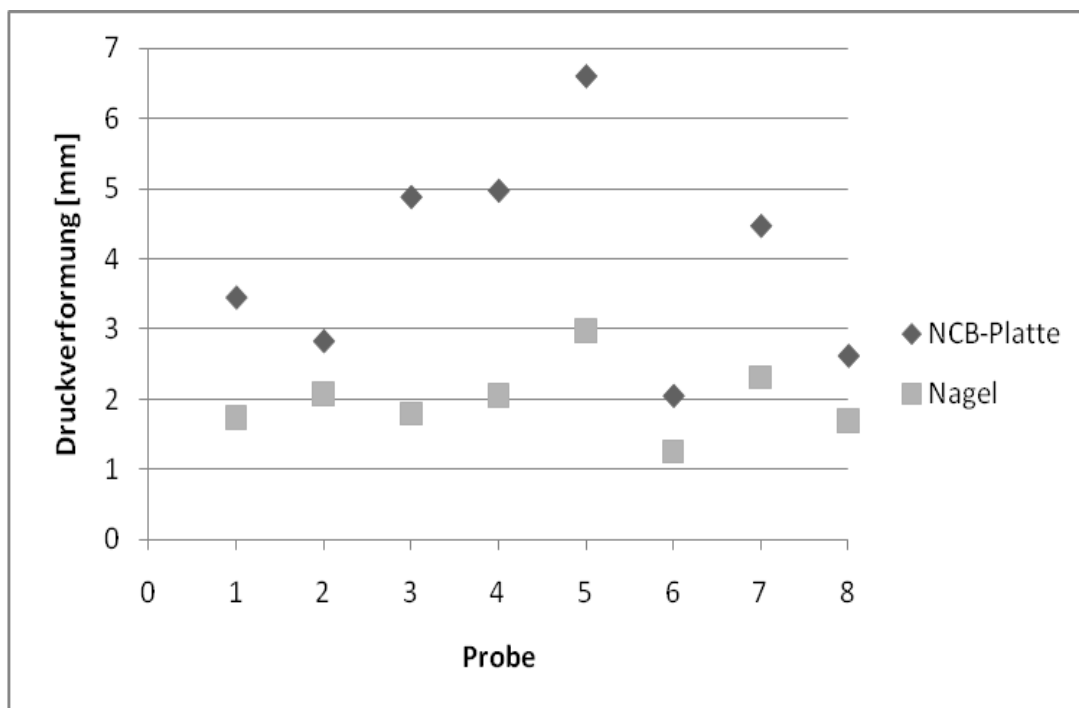




Dargestellt ist in Abbildung 30 der Vergleich der Absolutwerte der Druckverformung bei 1.500 N, 2.000 N, und 2.500 N. Innerhalb der Box befinden sich mindestens 50 % der Messergebnisse. Der Median der Druckverformung der NCB - Platte liegt jeweils oberhalb des Medians der Nagelosteosynthese. Die Werte der NCB - Implantate sind weiter gestreut als die der Nagel - Implantate.

Auf der Stufe von 2.500 N wies die Nagelosteosynthese-Gruppe eine mittlere Druckverformung von 1,99 mm ( $\pm 0,51$  mm) und die Plattenosteosynthese-Gruppe eine Druckverformung von 3,99 mm ( $\pm 1,52$  mm) auf. Im Vergleich der Einzelwerte der Proben 1 bis 8 auf der Belastungsstufe von 2.500 N war die Druckverformung der Plattenosteosynthese immer größer als die Druckverformung der Nagelosteosynthese (Abbildung 31).

Auf der Belastungsstufe von 2.500 N wurde für die Probe 6 bei beiden Osteosynthesen die geringste und entsprechend für die Probe 5 die höchste Druckverformung gemessen (Tabelle 19).

**Abbildung 31: Graphischer Vergleich der Druckverformung bei 2.500 N**

Die Druckverformung der NCB - Plattenosteosynthese bei 2.500 N liegt bei allen Proben oberhalb der Nagelosteosynthese.

**Tabelle 19: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei 2.500 N**

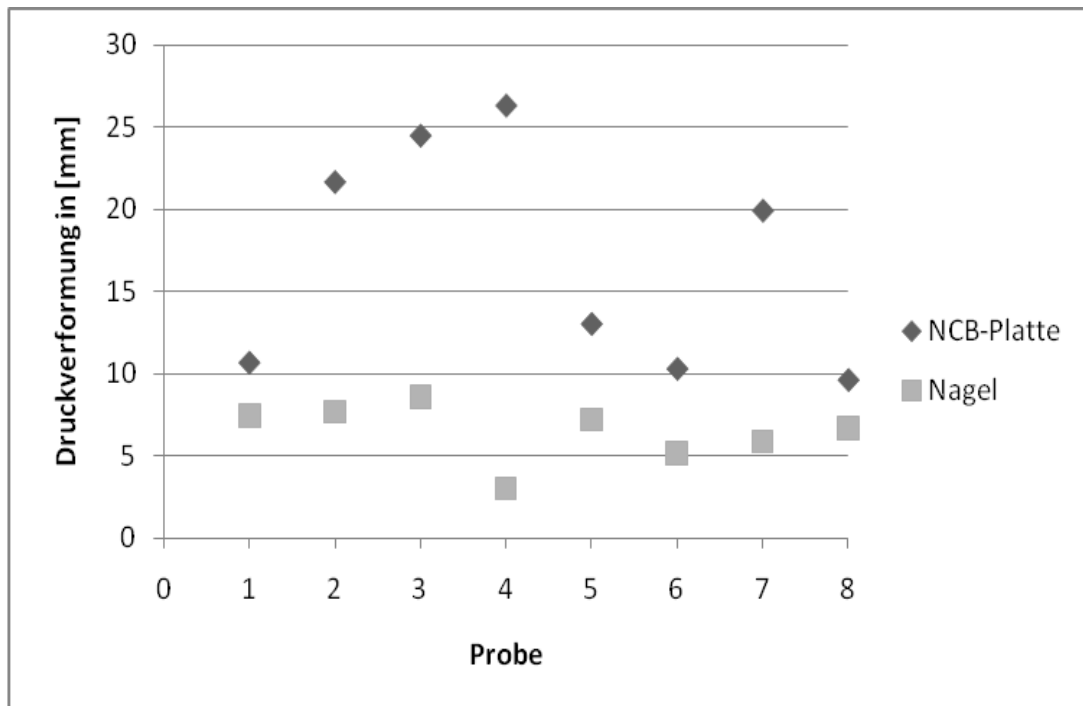
Probenpaar	Nagel	NCB
1	1,74	3,46
2	2,08	2,84
3	1,8	4,89
4	2,06	4,98
5	2,98	6,61
6	1,26	2,06
7	2,31	4,48
8	1,7	2,63

Gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

Ein graphischer Vergleich der Druckverformung der einzelnen Probenpaare ist im Anhang unter der Abbildung 36 ab Seite 82 zu finden.

Die mittlere Druckverformung bei Erreichen der Abbruchkriterien lag in der Gruppe A (Nagel) bei 6,46 mm und in der Gruppe B (NCB - Platte) bei 17,01 mm. Die Probe 3 erreichte in der Gruppe A den Maximalwert von 8,6 mm. In der Gruppe B lag die maximale Druckverformung bei 26,29 mm (Probe 4). Die Abbildung 32 gibt einen graphischen Vergleich wieder und in Tabelle 20 sind die Absolutwerte festgehalten.

**Abbildung 32: Druckverformung in [mm] beim Erreichen des Abbruchkriteriums**



Die Druckverformung bei Eintritt des Osteosyntheseversagens ist bei der Plattenosteosynthese durchgängig größer als bei der Nagelosteosynthese. Probe 4 (NCB - Platte) erreichte mit 26,29 mm die größte Verformung. Mit 8,6 mm verformte sich die Probe 3 (Nagel) am stärksten.

**Tabelle 20: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] beim Erreichen des Abbruchkriteriums**

	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
<b>Nagel</b>	7,45	7,7	8,6	3,02	7,2	5,16	5,88	6,69
<b>NCB</b>	10,7	21,65	24,46	26,29	13,05	10,33	19,92	9,65

Gelb: minimaler Wert, grün: maximaler Wert

## Osteosyntheseversagen

Bezüglich der Druckkraft zum Zeitpunkt des Osteosyntheseversagens ergab sich für die Gruppe A (Nagel) ein Mittelwert von 4.400 N (4.000 N - 4.500 N) und für die Gruppe B (NCB - Platte) ein Mittelwert von 4.429 N (3.000 N - 5.000 N). Bei 3 von 8 Proben der Gruppe A (Nagelosteosynthese) und 1 von 8 Proben der Gruppe B (Plattenosteosynthese) kam es zu keinem Versagen. In Abbildung 33 ist dargestellt, bei welcher Druckkraft die jeweiligen Proben versagten.

**Abbildung 33: Zeitpunkt des Osteosyntheseversagens der Nagel- und Plattenosteosynthesen**

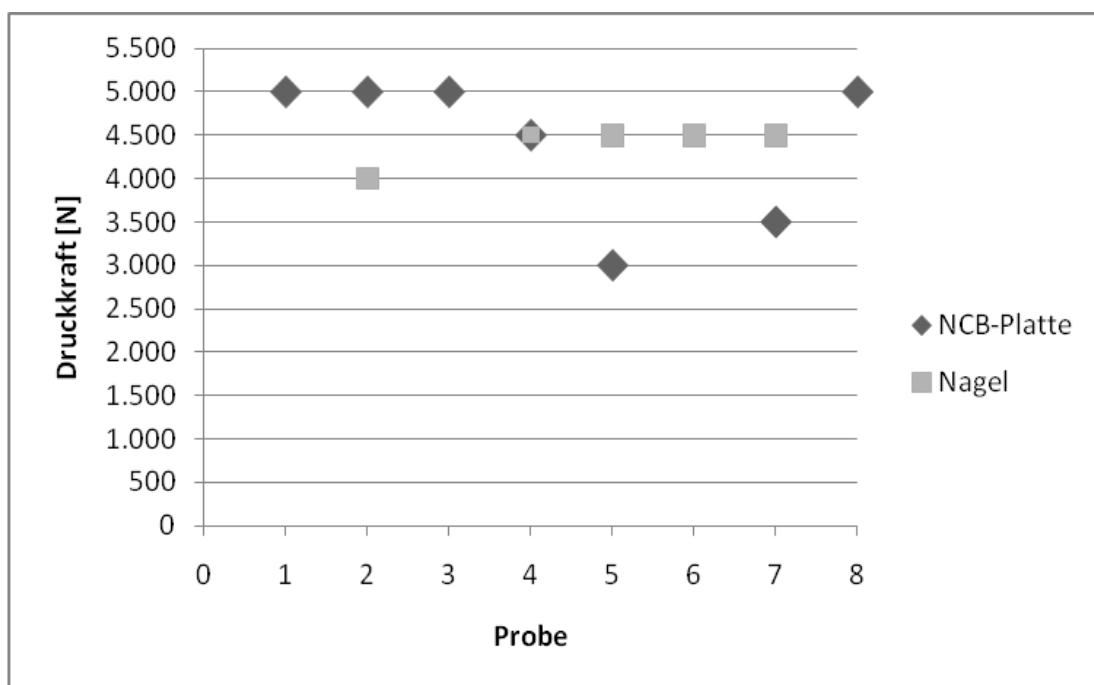
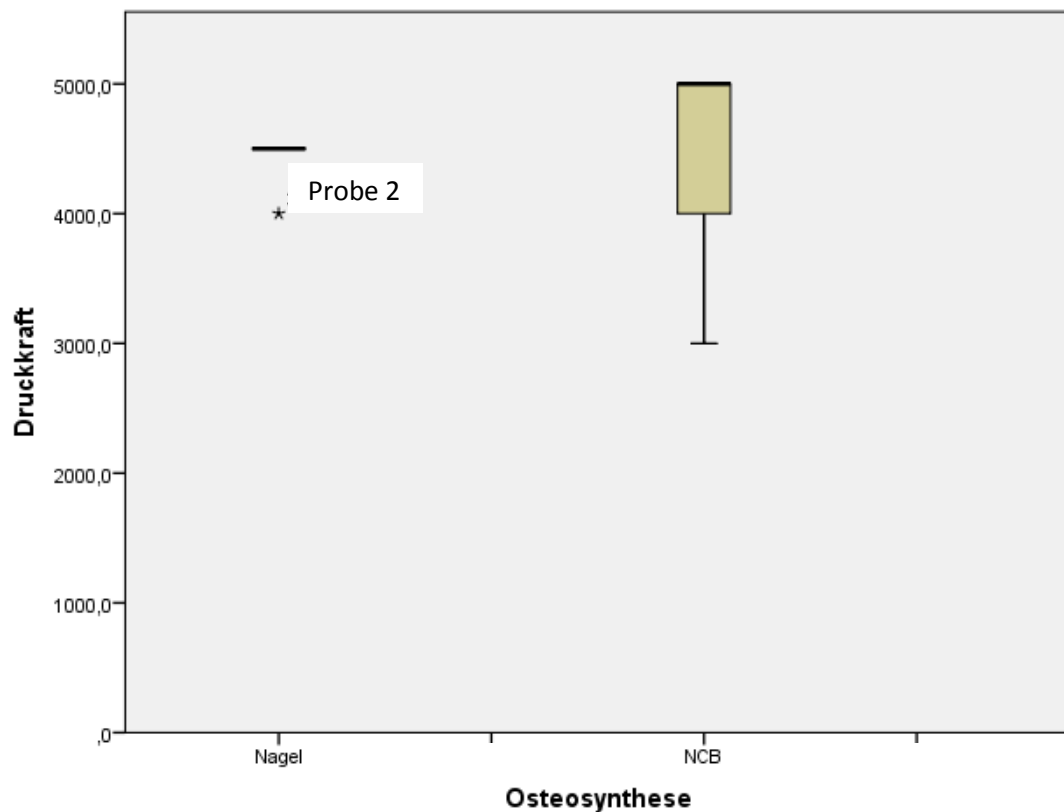


Abbildung 33 zeigt die im Versagensfall wirkende Druckkraft der jeweiligen Osteosynthese. Bei den Proben 1, 3 und 8 der Nagelosteosynthese und bei der Probe 6 der Plattenosteosynthese kam es nicht zum Versagen. Probe 4: Überschneidung beider Punkte

Mit  $p=0,943$  ist der Unterschied des Zeitpunktes des Osteosyntheseversagens zwischen beiden Gruppen nicht signifikant. Die Boxplot-Analyse ist in Abbildung 34 dargestellt. Bei der Nagelosteosynthese hatte einzig die Probe 2 bereits bei 4.000 N versagt, alle anderen erst bei 4.500 N.

**Abbildung 34: Boxplot-Analyse zur Druckkraft bei Osteosyntheseversagen**

Dargestellt ist in Abbildung 34 die Druckkraft zum Zeitpunkt des Osteosyntheseversagens. Bei der Nagelosteosynthese versagten fast alle Proben bei 4.500 N. Probe 2 versagte als einzige bereits bei 4.000 N. Die Plattenosteosynthese-Proben versagten bei Druckkräften zwischen 3.000 N und 5.000 N.

Der Knochen brach sowohl bei der Nagelosteosynthese als auch bei der NCB - Plattenosteosynthese an der Stelle der proximalen Verschraubung. Mit einem Kondylenbruch ist die Probe 2 als Ausnahme zu betrachten.

Bei den Proben 3 und 4 der Plattenosteosynthese wurde die Verformung > 30 mm des Implantats als Abbruchkriterium gewertet.

Die Proben mit Femurnägeln versagten in der entsprechenden Belastungsstufe bereits bei geringeren Zykluszahlen, verglichen zu den Proben mit NCB-Platten (Tabelle 8 und Tabelle 13).

#### 4. Diskussion

Intramedulläre und extramedulläre Osteosyntheseverfahren am distalen Femur wurden bereits mehrfach hinsichtlich ihrer biomechanischen Stabilität untersucht. So konnten Heiney et al. in einer biomechanischen Vergleichsstudie an synthetisch hergestellten Femora und Grass et al. ebenfalls in einer biomechanischen Untersuchung zeigen, dass verschiedene Modelle von Femurnägeln Vorteile gegenüber extramedullären Kompressionsmodellen (DCS, LCP, Kondylenplatte) aufweisen [21, 27]. Erstere besaßen unter anderem eine signifikant höhere Steifigkeit und geringere Bewegung unter zyklischer Belastung. Zlowodzki et al. konnten in einer biomechanischen Untersuchung an Leichenfemora allerdings keine großen Unterschiede hinsichtlich der Stabilität von LISS als Vertreter winkelstabiler Plattenosteosynthesen erster Generation und retrograden intramedullären Nägeln unter zyklischer, axialer Belastung feststellen [71]. Die plastische Deformierung und die Last, die zum Versagen führte, unterschieden sich nicht signifikant. Wähnert et al. verglichen verschiedene Modelle intramedullärer Nagelosteosynthesen ebenfalls mit der ersten Generation der winkelstabilen Plattenimplantate. Winkelstabile, monoaxiale Platten (im Versuch AxSOS, Fa. Stryker, Schönkirch) zeichneten sich hierbei durch eine höhere Torsionsstabilität verglichen zu intramedullären Implantaten aus. Die intramedulläre Fixation verfügt dagegen über eine höhere Steifigkeit unter axialer Belastung [66].

Inzwischen wird vermehrt die zweite Generation der winkelstabilen Plattenosteosynthesen eingesetzt, welche klinische und biomechanische Vorteile gegenüber der ersten Generation der winkelstabilen Plattenosteosynthese aufweist [13, 24, 52, 66, 69].

Aus klinischer Sicht stellt das Osteosyntheseversagen weiterhin ein großes Problem dar. Singh et al. berichten über bis zu 38 % Osteosyntheseversagen von retrograden Nagelimplantaten bei suprakondylären Femurfrakturen [60]. Frankhauser et al. dokumentieren ähnlich hohe Werte (bis zu 20 %) für ein Materialversagen bei LISS-Plattenosteosynthesen [18].

Aufgrund dieser Ergebnisse aus klinischer und biomechanischer Sicht ergibt sich die Notwendigkeit weiterführender Studien. Ziel ist es ein bestmögliches Verfahren zur Therapie der komplexen, distalen Femurfraktur zu generieren.

In der hier vorliegenden Untersuchung wurde das biomechanische Verhalten des retrograden M/DN™-Femurnagels mit dem der NCB-DF Platte als Vertreter der jüngsten Generation der winkelstabilen Plattenfixateur-Modelle verglichen. Beide Verfahren werden bei instabilen, extraartikulären Frakturen des distalen Femur angewandt.

Die Ergebnisse unserer biomechanischen Studie zeigen, dass die plastische Verformung bei der Nagelosteosynthese über alle Belastungsstufen hinweg durchschnittlich signifikant geringer war, verglichen zu der polyaxialen, winkelstabilen Plattenosteosynthese ( $p=0,002$ ). Werden die Einzelwerte der jeweiligen Belastungsstufen betrachtet, bevor die ersten Proben versagen, ist der Unterschied hingegen nicht mehr signifikant ( $p=0,056$ ). Die irreversible Verformung (plastische Verformung) beider Knochen-Implantat-Konstrukte unter Druckbelastung ist demnach bis zum Versagen der ersten Proben vergleichbar. Dies entspricht den Ergebnissen von Zlowodzki et al. [72]. Sie vergleichen die erste Generation der winkelstabilen Plattenfixateure mit der retrograden Nagelung. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass bei NCB-Plattenosteosynthesen und Nagelosteosynthesen vergleichbare irreversible Verformungen auch an geriatrischen Femora mit geringeren BMD-Werten auftreten.

Ein eindeutiger, signifikanter Unterschied der Ergebnisse konnte dagegen im direkten Vergleich der Druckverformung, die Ausdruck für die Gesamtelastizität des Systems ist, nachgewiesen werden. Unter Druckbelastung ist, verglichen zur Nagelosteosynthese, im System der Plattenosteosynthese signifikant mehr Bewegung zu erkennen. Ein vergleichbares Ergebnis lag auch bei der biomechanischen Studie von Wähnert et al. vor [66]. Sie untersuchten die biomechanischen Eigenschaften vier verschiedener Osteosynthesysteme am distalen Femur [T2 intramedullärer Nagel, supracondylärer Nagel (SCN), distaler Femurnagel (DFN) und AxSOS - winkelstabile Plattenosteosynthese]. Die Nagelosteosynthese erwies sich als das im Vergleich zur Plattenosteosynthese rigidere System. Auch Heiney et al. konstatierten an synthetisch hergestellten Femora eine höhere Steifigkeit bei der intramedullären Nagelosteosynthese gegenüber einer DCS (dynamischen

Kondylenschraube) und einer LCP [27]. Zum gleichen Ergebnis kamen Zlowodzki et al. in einer biomechanischen Studie zur distalen Femurfraktur an frisch gefrorenen Leichenfemora. Im Verhältnis zur LISS – Plattenosteosynthese stellt die intramedulläre Nagelosteosynthese das rigidere System dar [71].

Dies liegt vermutlich einerseits an der Konfiguration als Stabmodell, andererseits an der intramedullären Lage. Im Unterschied zur Plattenosteosynthese, die extramedullär und damit exzentrisch lokalisiert ist, ist der Nagel ein zentral lokalisierter Kraftträger. Die Platte mit ihrer einseitigen Fixation bei fehlender medialer Abstützung kann als ein schwingendes System betrachtet werden. Gemessen an der ersten Generation von monoaxialen Plattenosteosynthesen haben die polyaxialen Modelle der winkelstabilen Implantate allerdings an Steifigkeit zugenommen [69], sind aber immer noch weniger rigide als die Nagelosteosynthesen.

Klinisch manifestiert sich der Unterschied der beiden Systeme hinsichtlich ihrer Elastizität unter anderem im Knochenheilungsprozess. Bei großen Trümmerfrakturen, wie sie auch in dieser Studie simuliert wurden, kommt es vor allem zur sekundären Frakturheilung durch Kallusformation. Mehrfach konnte schon nachgewiesen werden, dass bei einer zu rigiden Osteosynthese und der damit verbundenen nur sehr geringen interfragmentären Bewegung die Kallusformation nicht optimal verläuft [4, 6, 20, 25, 29, 46]. Bottlang et al. schlagen daher selbst für die Plattenosteosynthese durch den Einsatz einer weiter von der Fraktur entfernten Verschraubung eine noch flexiblere Variante vor [4]. Die in der vorliegenden Untersuchung erkennbar höhere Flexibilität der Plattenosteosynthese gegenüber der Nagelosteosynthese scheint für den Heilungsprozess also insgesamt von Vorteil zu sein. In welchem Maße sie sich vorteilhaft auf die Frakturheilung auswirkt, kann aus der aktuellen Versuchsanordnung jedoch nicht abgeleitet werden. Bekannt ist, dass in beiden Gruppen vergleichbar hohe Raten an Komplikationen zu verzeichnen sind, was auf einen nicht immer optimal verlaufenden Heilungsprozess hindeutet. Zlowodzki et al. beschreiben beispielsweise eine Pseudoarthroserate von 5,3 % für die retrograde Nagelosteosynthese und 5,5 % bei der LISS - Plattenosteosynthese [73]. Dieser Befund ist das Ergebnis eines großen systematischen Reviews.



Neben der Implantatart haben auch die Operationsmethode sowie die postoperative Behandlung Einfluss auf den Fortschritt im Heilungsprozess. Eine günstig verlaufende Frakturheilung allein vom Flexibilitätsgrad des jeweiligen Osteosynthesystems abhängig zu machen, wäre daher nicht schlüssig. Wie viel Flexibilität oder Rigidität eine Osteosynthese für einen optimalen Heilungsprozess braucht, bleibt offen.

In der vorliegenden Studie hielten alle Proben einer Druckkraft von 2.500 N stand. Dies entspricht einer Last von circa 250 kg. Bergmann et al. zeigten in einer In-vivo-Studie, dass die unteren Extremitäten bei einer Laufgeschwindigkeit von ca. 4 km/h mit 240 % des eigenen Körpergewichtes belastet werden. Beim Treppensteigen stieg die Belastung auf 250 % bis 260 % des eigenen Körpergewichtes [3]. Demnach generieren sowohl die Nagelosteosynthese als auch die Plattenosteosynthese für einen durchschnittlich schweren Patienten eine ausreichende Primärstabilität. Diesen Ergebnissen zufolge könnten die Patienten durchaus mit einer primären Vollbelastung nachbehandelt werden, was gerade in der geriatrischen Traumatologie immer wieder gefordert wird.

Vergleichbar sind beide Osteosyntheseverfahren hinsichtlich der Kraft, die aufgewendet werden muss, um ein Osteosyntheseversagen zu provozieren. Der Durchschnitt liegt in beiden Fällen bei rund 4.400 N. Sowohl in der Gruppe der Nagelosteosynthesen als auch in der Gruppe der Plattenosteosynthesen gab es mindestens eine Probe, die entweder die Prüfendkriterien nicht erreichte oder bei 5.000 N nicht versagte. Im Falle der Plattenosteosynthese versagten eine Probe durch Kondylenbruch und zwei Proben durch irreversible Deformierung. Bei allen anderen Proben kam es unabhängig von der Art der Osteosynthese im Versagensfalle zum proximalen Ausriss der Schrauben. Zumindest für die Plattenosteosynthese wird dieser Befund durch klinische Studien bestätigt [44, 57]. Für die Nagelosteosynthese wird in klinischen Studien primär jedoch ein distales Versagen beschrieben [49, 61]. Auch die Mehrzahl der biomechanischen Studien dokumentiert überwiegend Kondylenbrüche oder irreversible Deformitäten als Versagensgrund bei Platten- und Nagelosteosynthesen am distalen Femur [38, 52, 66, 69, 71, 72].

Die Ursache für die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der vorliegenden Studie und den vergleichbaren biomechanischen Studien wird im Studienaufbau und in der Modellart zu suchen sein. In der vorliegenden Studie wurde trotz initialer anatomischer Fixierung des distalen Knochenendes in einem Technovit-Sockel, ein Abweichen der Knochen-Osteosynthesekonstrukte hin zu einer mehr senkrechten Kraftapplikation beobachtet. Diese Achsenausrichtung simuliert eher eine Varusfehlstellung am Knie, bei der vor allem der mediale Kondylus belastet wird (Vergleich Stoffel et al. [63]). Auf Grund dieser Achsenveränderung widerstehen die Proben unter Versuchsbedingungen möglicherweise einer höheren Druckkraft verglichen zu den initial anatomischen Verhältnissen. Dies kann mitverantwortlich für ein mehrheitlich proximal lokalisiertes Osteosyntheseversagen sein. Bei anatomisch ausgerichteten Modellen, wie sie in anderen biomechanischen Studien angewandt wurden, führte, verglichen mit den Ergebnissen unserer Studie, eine im Durchschnitt kleinere Last zum Osteosyntheseversagen [69, 71, 72].

Desweiteren kann die Art der Belastung für das vom klinischen Befund abweichende Verhalten bei Nagelosteosynthesen infrage kommen. In dieser Studie wurden neun Belastungsstufen zu je 500 Zyklen angesetzt. In der Realität wirken hingegen eher dauerhafte, konstante Kräfte auf die Osteosynthese ein. Die Simulation eines Gangbildes, wie es zum Beispiel Bergmann et al. untersuchten [3], ist mit der von uns verwendeten Materialprüfmaschine nicht möglich gewesen.

Ein weiterer Grund für das atypische, vornehmlich proximale Osteosyntheseversagen der Nagelosteosynthese könnte in der Art des verwendeten Knochenmaterials liegen. In biomechanischen Studien mit vergleichbarem Studienaufbau konnte dieser Gedanke allerdings nicht verifiziert werden. Dort kommt es sowohl bei synthetisch hergestellten als auch bei humanen Leichenfemora zu einem distalen Osteosyntheseversagen. Wähnert et al. dokumentieren bei synthetischem, osteoporotischem Knochenmaterial für den DFN einen interkondylären Splitterbruch und für den SCN ein mediales Ausreißen im Bereich der Kondylen [66]. Bei Zlowodzki et al. kam es zu einem distalen Versagen an frisch gefrorenen, osteoporotischen Leichenfemora [71].

Einzig unter Torsionsbelastung konstatierten Zlowodzki et al. ein Osteosyntheseversagen, das proximal des Frakturspaltes lokalisiert war [71]. Da aber in der zur Diskussion stehenden Simulation im Rahmen der Versuchsdurchführung Torsionsbelastung kaum auftrat, kann sie als Erklärungsmöglichkeit für das beobachtete proximale Osteosyntheseversagen nicht herangezogen werden.

Higgins et al. beobachteten das proximale Versagen durch Schraubenausriss oder Spaltbruch des Schaftes beim Einsatz von Kondylenplatten, die nach dem Kompressionsprinzip implantiert wurden [34]. Auch in der vorliegenden Studie könnte ein gewisser Kompressionsdruck bei der Implantation der Plattenosteosynthese für das proximale Osteosyntheseversagen mit verantwortlich sein.

Mit der Lockerung der Verschraubung bei der retrograden Nagelung stellen Neubauer et al. einen weiteren Versagensgrund zur Diskussion [49]. Dieses Phänomen konnte jedoch in der vorgelegten Studie nicht bestätigt werden. Weder bei der Nagelosteosynthese noch bei der Plattenosteosynthese kam es zum Versagen durch Lockerung der Verschraubung bzw. Verriegelung. Für diesen Versagensgrund ist die Zyklenanzahl vermutlich zu gering.

### **Einfluss der Implantatmetalle auf die Ergebnisse**

Die in unserem Versuchsaufbau beobachtete höhere Elastizität der Plattenosteosynthesen verglichen mit den Nagelosteosynthesen lässt sich neben der unterschiedlichen Konfiguration als Platten- bzw. Stabmodell, möglicherweise auch aufgrund von Unterschieden in der Materialbeschaffenheit erklären. Die NCB - Platte besteht aus flexiblerem Titan, während der verwendete Femurnagel aus härterem Stahl konfiguriert ist. Die Ergebnisse biomechanischer Studien welche Implantate unterschiedlicher Materialien untersucht haben, fallen uneinheitlich aus. Beigesser et al. stellen keinen signifikanten Unterschied in der Steifigkeit, der plastischen Verformung und der Gesamtverformung gleicher Systeme aus unterschiedlichen Metalllegierungen in Knochen mit normaler Knochenqualität fest [2]. Zlowodzki et al. hingegen finden signifikante Unterschiede zwischen Titan- und Stahl-Implantaten. Bei Titan-Platten ist die Verformung deutlich geringer als bei Stahl-Platten. Osteosynthesen aus Stahl versagen bereits auf niedrigeren Belastungsstufen verglichen mit Titan-

Osteosynthesen [70]. Einschränkend muss allerdings bemerkt werden, dass Beigesser et al. an synthetisch hergestellten, nicht osteoporotischen Knochen testeten, Zlowodzki et al. hingegen an humanen, osteoporotischen Leichenfemora. Möglicherweise erklärt das die voneinander abweichenden Versuchsergebnisse. Die vorliegende Studie verwendet für Nagel- und Plattenosteosynthesen nicht nur unterschiedliche Metalllegierungen, die Implantate unterscheiden sich auch durch ihre intra- bzw. extramedulläre Lokalisation. Dieser Umstand impliziert, dass die Art der Metalllegierung nicht allein für Unterschiede in der Elastizität zwischen Nagel und Platte verantwortlich sein kann.

### **Osteosynthese und Knochenqualität**

Bezogen auf die Vergleichsprobe zur Knochenqualität des 31-Jährigen ( $BMD=198 \text{ mg/cm}^3$ ) weisen alle Proben der Studie eine reduzierte Knochendichte auf (mittlere  $BMD=148 \text{ mg/cm}^3$ ). Die Proben, bei denen es nicht zum Versagen kam, zeigten im Mittel eine höhere Knochendichte ( $BMD=153 \text{ mg/cm}^3$ ) verglichen zu den Proben mit Osteosyntheseversagen ( $BMD=143 \text{ mg/cm}^3$ ). Auch Fensky et al. beobachteten dieses Verhalten in einer biomechanischen Studie an sechs Paar frisch gefrorenen Leichenfemora [16]. Sie stellten einen signifikanten Unterschied der BMD von Proben ohne Osteosyntheseversagen verglichen zu Proben mit Osteosyntheseversagen fest.

Die Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass eine reduzierte Knochenqualität ein limitierender Faktor in der Versorgung distaler Femurfrakturen sein kann. Nach unseren Messergebnissen konnte jedoch in beiden Fällen (Plattenosteosynthese und Nagelosteosynthese) eine ausreichende Primärstabilität generiert werden.

Gesondert zu betrachten ist das Knochenpaar 5. Dieses Knochenpaar wich bezüglich der plastischen Verformung ebenso wie hinsichtlich der Druckverformung sowohl im Falle der Nagelosteosynthese als auch im Falle der Plattenosteosynthese deutlich von allen anderen ab. Hier scheint die Konsistenz der Knochen einen großen Einfluss auf den Grad der Verformung unter Belastung zu haben.

Insbesondere die distale Fixierung der Implantate hat großen Einfluss auf die Stabilität vor allem beim osteoporotischen Knochen [66]. Zlowodzki et al. berichten, dass das winkelstabile Plattensystem im Vergleich zur retrograden Nagelung und zu konventionellen Plattensystemen (ABP - angle blade plate) eine bessere distale Fixation im osteoporotischen Knochen ermöglicht [71]. Sie begründen dies damit, dass es bei allen acht von ihnen untersuchten Proben der retrograden intramedullären Nagelosteosynthese zum distalen Ausreißen kam, aber lediglich bei einer von acht Proben der LISS - Osteosynthese. In der vorliegenden Studie rissen keine der Nagelproben und nur eine einzige Plattenprobe distal aus. Die durch die jeweilige Implantatart bedingte unterschiedliche distale Fixierung hat in unserer Versuchsdurchführung vermutlich keinen Einfluss auf die Stabilität der Osteosynthese im geriatrischen Knochen.

### **Methodendiskussion**

Im Versuch wurden formalinfixierte Leichenfemora verwendet. Wie vorangegangene Studien dokumentieren, bestehen hinsichtlich des biomechanischen Verhaltens keine signifikanten Unterschiede zu frisch gefrorenen Femora [65]. Die hier gewonnenen Daten können demnach mit denen anderer Studien an humanen Femora verglichen werden. Differenziert dazu betrachtet werden müssen hingegen die Ergebnisse von Studien an synthetisch hergestellten Femora, den sogenannten „saw-bones“ [65].

Das Durchschnittsalter der Proben lag bei 79 Jahren (63 – 100 Jahre). Die Stabilität der Implantate wurde somit an Proben mit der Knochenqualität des vorherrschenden Patientenkollektivs distaler Femurfrakturen getestet.

Alle Proben waren proximal nicht fest fixiert, sondern lediglich in einen Kunststoffzylinder eingesteckt worden. Durch diese Art des Versuchsaufbaus wurden Torsion und Biegung des Knochens unter Belastung nur bedingt berücksichtigt.

Im unteren Belastungsbereich von 1.000 N lässt sich keine relevante Aussage hinsichtlich der biomechanischen Stabilität treffen. Auf diesem Belastungsniveau scheint sich die Probe zunächst erst einmal zu positionieren. Die in der Studie verwendete Vorlast von 100 N scheint dabei nicht ausreichend gewesen zu sein. Ab 1.500 N verhalten sich die Proben dann durchschnittlich wie erwartet - mit steigender Druckkraft nimmt die

Verformung zu. Diese Beobachtung lässt die Schlussfolgerung zu, dass bevor die eigentliche Versuchsreihe startet, immer zuerst ein Probeversuch auf niedriger Belastungsstufe durchgeführt werden sollte, ohne dabei Messdaten zu erheben. Erst die Messungen der folgenden Druckkraftstufen sollten in die Datenreihe aufgenommen werden.

### **Limitationen**

Die vorliegende Studie musste mit einer relativ geringen Anzahl an Proben auskommen. Dieser Umstand ist bei den meisten biomechanischen Tests an Leichenknochen ein limitierender Faktor. Ausreichend große Kollektive für statistische Tests können aufgrund der knappen Ressourcen kaum herangezogen werden.

Unter Laborbedingungen wird ausschließlich das Knochenkonstrukt getestet. Vitalparameter, wie beispielsweise die Zugkraft der Muskulatur am Knochen oder die stützende Funktion der umgebenden Weichteile und Ligamente, werden nicht simuliert.

### **Weiterführende Untersuchungen**

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass beide Systeme eine ausreichende Primärstabilität sowie eine vergleichbare biomechanische Stabilität unter zyklischer, axialer Belastung besitzen. Die Plattenosteosynthese erwies sich als elastischer als die Nagelosteosynthese. Hinsichtlich des Osteosyntheseversagens sind beide Verfahren vergleichbar. In Fortführung dieser Untersuchung sollte nunmehr das biomechanische Verhalten der Implantatarten retrograder Nagelosteosynthesen und winkelstabiler Plattenosteosynthesen unter Dauerbelastung sowie unter Torsions- und Biegebelastung miteinander verglichen werden. Es gilt die Frage zu klären, ob sich die Implantate auch hinsichtlich ihrer Ermüdungserscheinungen bei konstanter Dauerbelastung unterscheiden. Voraussetzung dafür ist eine sehr viel höhere Zyklenzahl als in der vorliegenden Untersuchung.

Nach Wähnert et al. ist die distale Fixierung von intramedullären Implantaten ausschlaggebend für eine gute Fixierung im Knochen [66]. Andere distale Verriegelungssysteme, wie etwa die Spiralklinge oder das winkelstabile Verriegelungssystem ASLS – angle stable locking system - werden auch

angeboten. ASLS ist der konventionellen Nageltechnik hinsichtlich der biomechanischen Stabilität überlegen [35, 68]. Grass et al. sehen einen biomechanischen Vorteil in der distalen Verriegelung mit einer Spiralklinge im osteoporotischen Knochen gegenüber der Verwendung von Verriegelungsbolzen [21]. Interessant wäre nun ein Vergleich der polyaxialen Plattensysteme mit diesen Nagelsystemen.

## **5. Fazit**

In der vorliegenden biomechanischen Studie zur Stabilisierung distaler Femurfrakturen mittels Nagel- oder Plattenosteosynthese konnte keine eindeutige Überlegenheit einer Methode gegenüber der anderen festgestellt werden. Beide Osteosyntheseverfahren generieren eine ausreichende Primärstabilität für normgewichtige Patienten, selbst im geriatrischen Probenkollektiv mit reduzierter Knochenqualität. Auch hinsichtlich der plastischen Verformung waren beide Systeme vergleichbar. In ihrer Elastizität unterschieden sich die Osteosyntheseverfahren aber signifikant. Die Plattenosteosynthese ist flexibler als die Nagelosteosynthese. Ob daraus auch ein Vorteil hinsichtlich des Frakturheilungsprozesses resultiert, kann aus dem hier angewandten Versuchsaufbau jedoch nicht abgeleitet werden. Unklar bleibt, wie viel Elastizität eine Osteosynthese tatsächlich zur optimalen Frakturheilung benötigt.

## 6. Zusammenfassung

**Ziel:** Die distale Femurfraktur ist eine sehr komplexe Fraktur, für die sich unterschiedliche Therapiemöglichkeiten anbieten. Neben intramedullären Kraftträgern stehen mit der neuesten Generation polyaxialer, winkelstabiler Plattenosteosynthesen auch adäquate extramedulläre Verfahren zur Verfügung. In der vorliegenden Arbeit soll der retrograde M/DN-Femurnagel (Fa. Zimmer) mit der polyaxialen NCB-DF Platte (Fa. Zimmer) hinsichtlich der biomechanischen Stabilität und Belastbarkeit verglichen werden.

**Methodik:** Verwendet wurden acht paarige, formalinfixierte Leichenfemora. Vorbestehende Frakturen und Osteolysen wurden mittels radiologischer Kontrolle ausgeschlossen. Ein standardisiertes Frakturmodell (AO 33-A3) mit einer Defektzone von 2 cm wurde etabliert. Nach der Randomisierung wurden je vier M/DN Femurnägel am rechten bzw. linken Knochen eines jeden Paares implantiert. Entsprechend wurde beim jeweiligen Gegenstück der Paare die NCB-DF Platte eingesetzt. Die Verriegelung erfolgte bei den Nägeln mit Hilfe horizontal zum Nagel eingebrachter Verriegelungsbolzen. Die Platte wurde durch Verschlusskappen verriegelt. Nach Einbetten der Femurkondylen in einen ca. 2 cm hohen Technovit-Sockel erfolgt die zyklische Druckbelastung in einer Materialprüfmaschine der Firma Instron (Modell 5566). Das standardisierte Prüfprotokoll sah den Beginn bei 1.000 N vor. Nach je 500 Zyklen wurde die Druckkraft um je 500 N bis zu einer maximalen Belastung von 5.000 N erhöht. Als Abbruchkriterien galten außerdem ein Druckkraftverlust von 20 % und eine Druckverformung > 30 mm.

**Ergebnisse:** Alle Osteosynthesen hielten einer Druckkraft von mindestens 2.500 N stand. Unter dieser Belastung wurde eine mittlere plastische Verformung von 0,29 mm bei der Nagelosteosynthese und 0,76 mm bei der Plattenosteosynthese beobachtet. Der Unterschied in der plastischen Verformung ist auf dem Belastungsniveau von 2.500 N nicht signifikant ( $p=0,056$ ). Eine mittlere plastische Gesamtverformung betrug beim Nagel 2,76 mm und bei der Platte 5,64 mm. Für die Druckverformung ergab sich bei 2.500 N ein signifikanter Unterschied mit  $p=0,0036$ . Die durchschnittliche



Verformung betrug 1,99 mm (Nagelosteosynthese) und 3,99 mm (NCB-Plattenosteosynthese). Im Druckkraftbereich von 4.000 N – 5.000 N versagten je 5 Nagel- und 5 Plattenosteosynthesen. Dabei konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,943$ ). Bei 3 von 8 Nagelosteosynthesen und 1 von 8 Plattenosteosynthesen kam es nicht zum Osteosyntheseversagen. Im Versagensfall riss bei den meisten Proben die proximale Verschraubung aus. Allein bei der Probe 2 mit NCB-Plattenosteosynthese kam es zum distalen Osteosyntheseversagen durch einen Kondylenbruch. Bei den Proben 3 und 4 der Plattenosteosynthese wurde ein Versagen durch plastische Deformierung erreicht.

**Schlussfolgerung:** In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass im geriatrischen Knochen beide Systeme eine ausreichende Primärstabilität, eine vergleichbare biomechanische Stabilität unter axialer, zyklischer Belastung sowie einander entsprechende Osteosyntheseversagen aufweisen. Hinsichtlich der Druckverformung unterscheiden sich Nagel- und Plattenosteosynthese jedoch signifikant. Die NCB-Plattenosteosynthese manifestierte sich als das elastischere von beiden Systemen. In wie weit dieser Elastizitätsgewinn der NCB-Plattenosteosynthese im klinischen Alltag hinsichtlich der Frakturheilung von Vorteil ist, kann aus dem Studienaufbau nicht abgeleitet werden.

## Summary

**Background:** The distal femur fracture is a complex fracture with an increasing incidence which has many different treatment options. There are intramedullar stabilization systems which are well known and practiced. With the newest Generation of extramedullar, angle stable stabilization systems there is an equivalent method for the treatment of these complex fracture type available. In this study the biomechanical stability and loading capacity of these osteosynthesis types will be compared.

**Methode:** We used eight paired, formalin-fixed cadaveric femurs. Preexisting fractures and osteolyses of the bones were radiologically excluded. A standardized fracture model (AO 33-A3) with a defect zone of 2 cm was created. After randomization there had been eight retrograde M/DN™-femoral nail osteosynthesis implanted, four on the right side of a pair of femurs and four of the left side. On the other part of the femur pair there had been the plate-osteosynthesis implanted. In the diaphysis we used two cortical screws with the nail osteosynthesis and four cortical screws with the plate osteosynthesis. For the distal locking cortical and cancellous screws were used (nail-osteosynthesis: 3, plate-osteosynthesis: 5).

A 2 cm high Technovit - base on the femur condyles was formed. Hereafter the femurs were tested in a material proof machine from the INSTRON firm (Modell 5566). There was a standardized protocol. The tests started with 1.000 N. After 500 cycles of the same load, the load was increased by 500 N up to a maximal load of 5.000 N. Abort criterions had been a load decrease of 20 % and a deformation of 30 mm. The statistical evaluation was done with the SPSS analyse software (IBM SPSS Statistics). Significance was shown as  $p < 0,05$  in the student t-test.

**Results:** All osteosynthesis resist a load of 2.500 N. With this load there had been an average plastic deformation of 0,29 mm within the nail-osteosynthesis group and 0,76 mm within the plate-osteosynthesis group. There is no significant difference in plastic deformation at the loading level of 2.500 N ( $p=0,056$ ). The average plastic deformation of the whole construction was 2,76 mm for the nail-osteosynthesis and 5,64 mm for the

plate-osteosynthesis. The reversible deformation at the load level of 2.500 N was significant different ( $p=0,0036$ ). The average deformation was 1,99 mm within the nail group and 3,99 mm within the plate group.

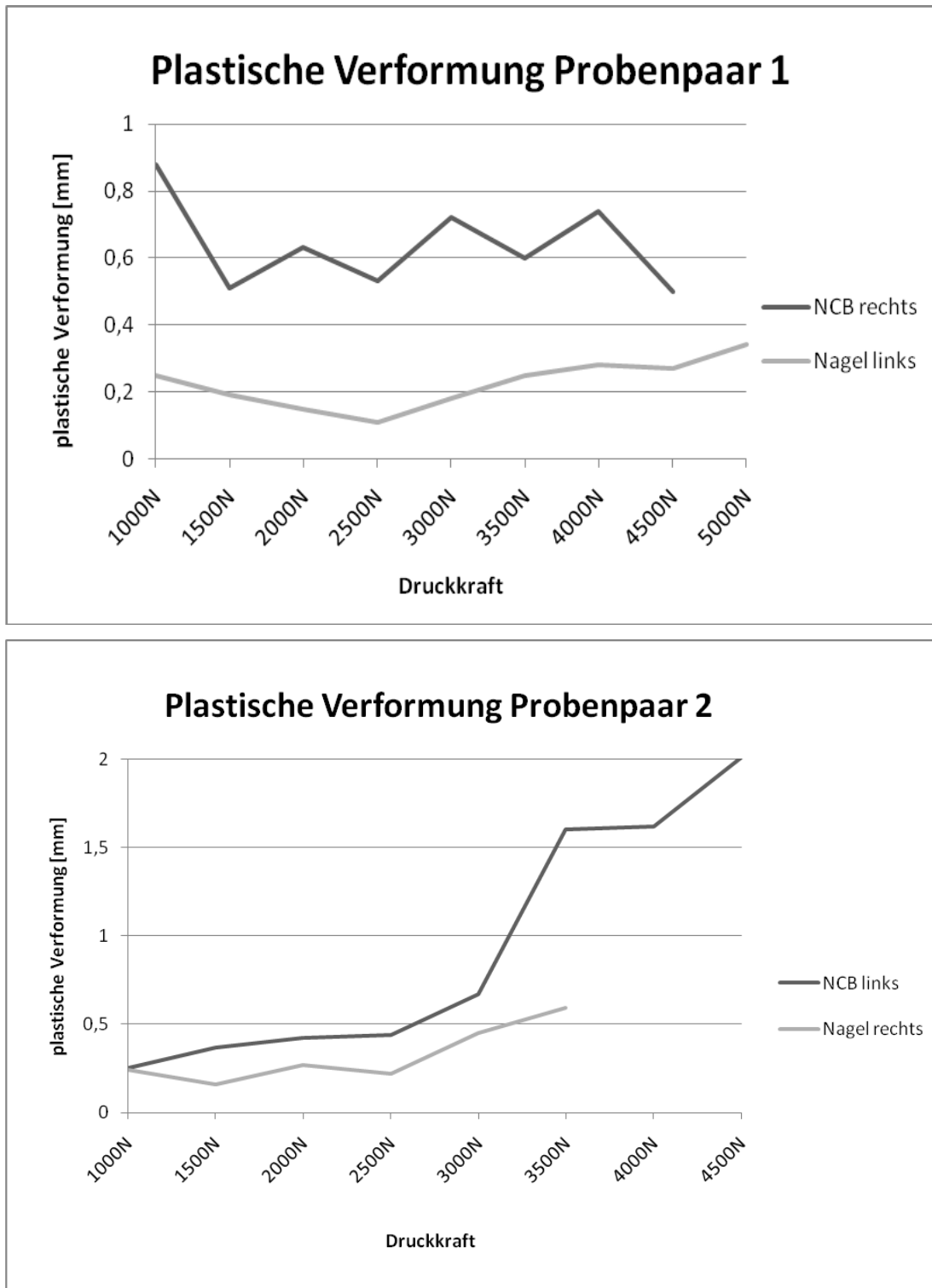
Between the load-level of 4.000 N and 5.000 N 5 osteosynthesis failed in each group. There has been no significant difference between the two osteosynthesis methods ( $p=0,943$ ). 3 of 8 nail osteosynthesis and 1 of 8 plate osteosynthesis didn't fail. The failure occurred in most of the cases at the diaphysal screw connection. Only the sample 2 with the NCB-plate osteosynthesis failed through a condyle breakage. A deformation  $\geq 30$  mm was achieved by the samples 3 and 4 of the plate-osteosynthesis group.

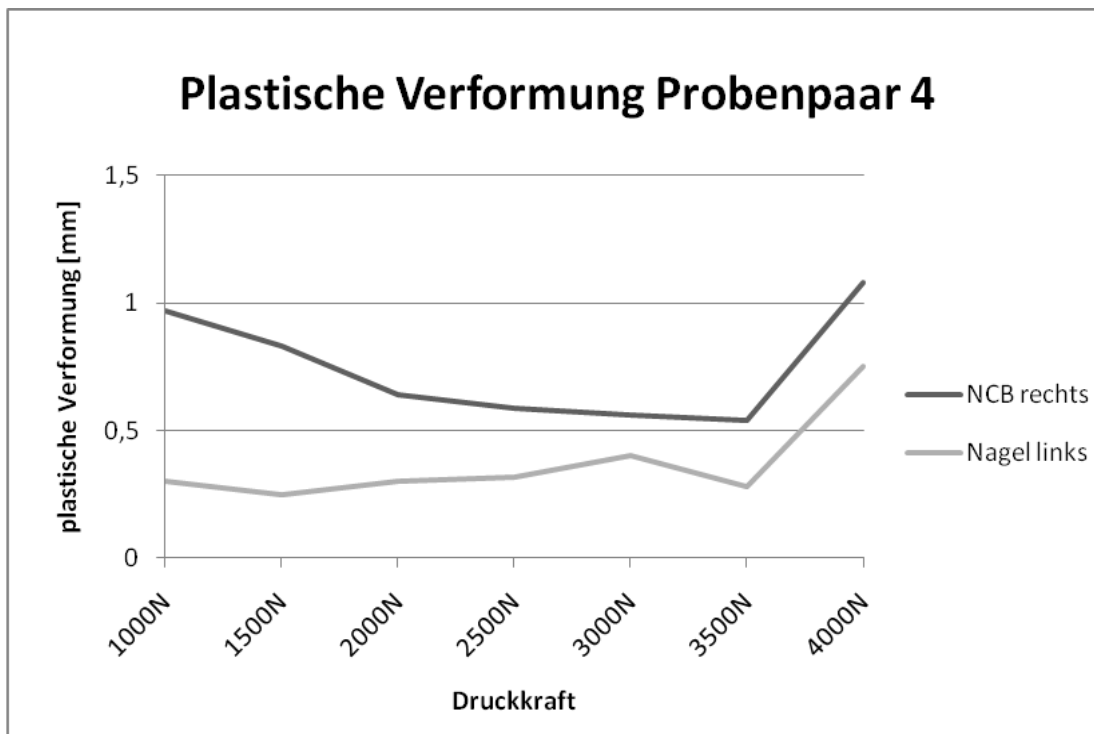
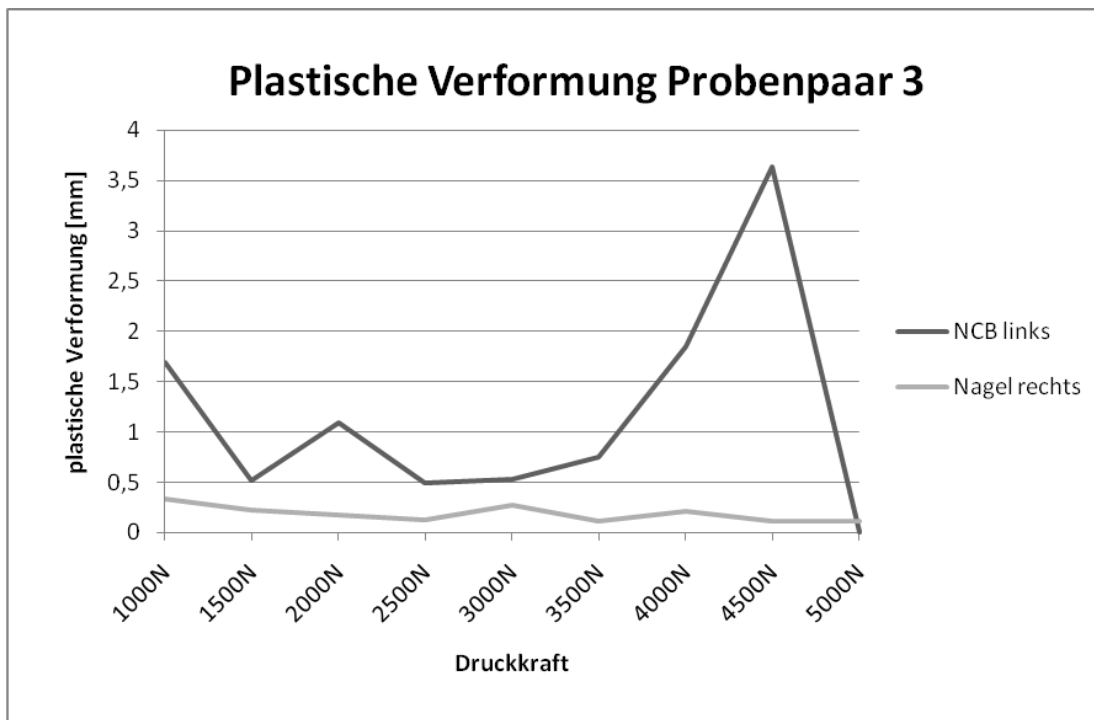
**Conclusion:** This study demonstrates that both systems generate a sufficient primary stability and a comparable biomechanical stability under axial, cyclic loading. The failure type is also comparable. There is only a significant difference in the reversible deformation which indicates a better flexibility. This can be an advantage in the fracture healing.

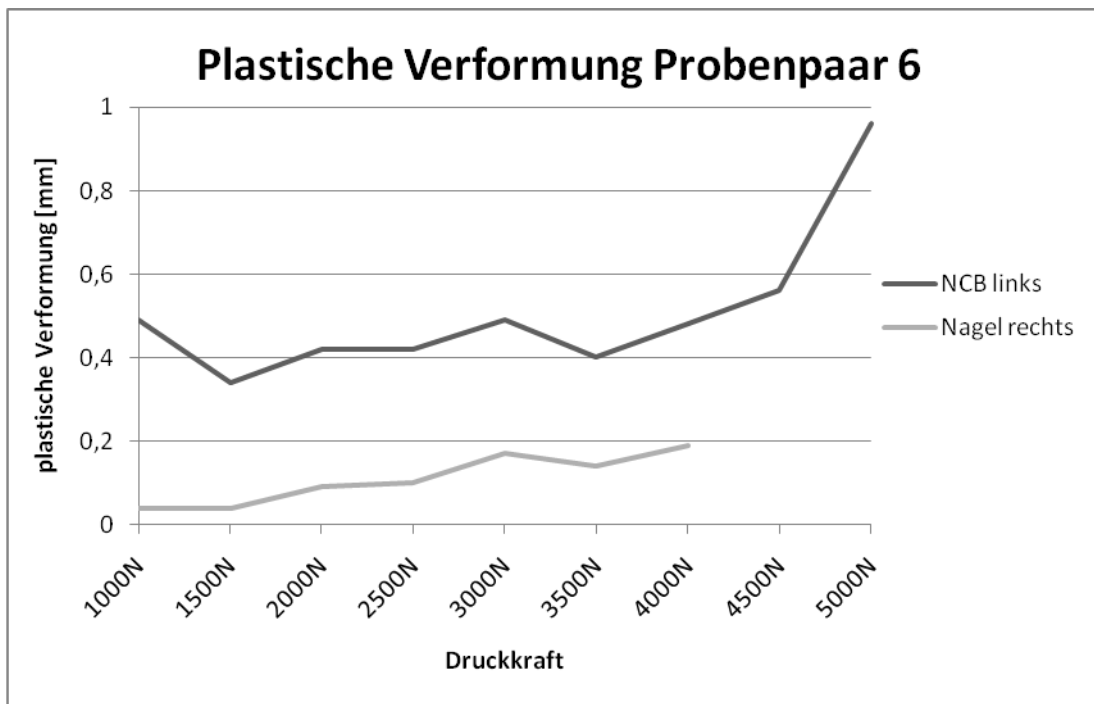
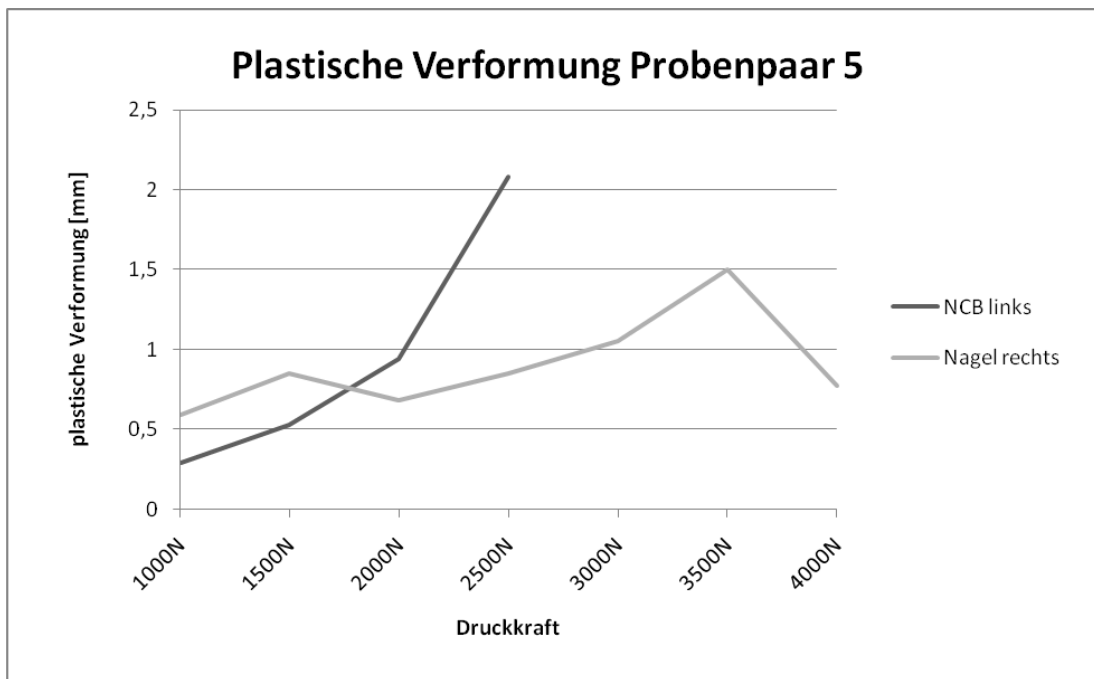
## 7. **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: AO/OTA-System zur Nummerierung der anatomischen Lokalisation einer Fraktur .....	9
Abbildung 2: Einteilung der distalen Femurfrakturen nach Segment, Typ und Komplexität .....	10
Abbildung 3: Winkelstabilität durch Verschlusskappen .....	14
Abbildung 4: Probenpaar 8, Nagel am linken Femur, NCB-Platte am rechten Femur.....	21
Abbildung 5: Retrograder M/DN™-Femurnagel mit jeweiligen Verriegelungsbolzen .....	22
Abbildung 6: Implantationstechnik des retrograden M/DN™-Femurnagel ...	23
Abbildung 7: retrograde Marknagelosteosynthese radiologisch dargestellt .	23
Abbildung 8: NCB-DF Platte mit Verriegelungsschrauben und Verschlusskappen.....	24
Abbildung 9: Implantationstechnik der NCB-DF Platte.....	25
Abbildung 10: NCB-DF Plattenosteosynthese radiologisch dargestellt .....	25
Abbildung 11: Materialprüfmaschine INSTRON 5566 .....	27
Abbildung 12: Einspannung des Femurs in die Materialprüfmaschine .....	29
Abbildung 13: Diagramm Druckverformung je Zeiteinheit; Probe 1, Nagel am linken Femur, bei 1.500 N.....	32
Abbildung 14: Diagramm Druckverformung je Zeit; Probe 1, NCB - Platte am rechten Femur, bei 1.500 N .....	32
Abbildung 15: Steifigkeit der Probenpaare im Seitenvergleich.....	35
Abbildung 16: Plastische Verformung bei der Nagelosteosynthesen, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert .....	37
Abbildung 17: Druckverformung bei der Nagelosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert .....	39

Abbildung 18: Probe 6 bei 4.500 N .....	40
Abbildung 19: Probe 7 bei 4.500 N .....	40
Abbildung 20: Plastische Verformung bei der Plattenosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert .....	43
Abbildung 21: Druckverformung bei der Plattenosteosynthese, Vergleich der Proben mit dem Mittelwert .....	44
Abbildung 22: Probe 2 bei 5.000 N .....	46
Abbildung 23: Probe 8 bei 5.000 N .....	46
Abbildung 24: Probe 3 bei 5000 N .....	46
Abbildung 25: Graphischer Vergleich der Mittelwerte der plastischen Verformung .....	48
Abbildung 26: Graphik zur plastischen Verformung bei 2.500 N .....	50
Abbildung 27: Boxplot-Analyse der plastischen Verformung bei 2.500 N ....	52
Abbildung 28: Plastische Verformung der Probenpaare 5 und 8.....	53
Abbildung 29: Graphik zum Vergleich der Mittelwerte der Druckverformung	54
Abbildung 30: Boxplot-Analyse der Druckverformung bei 1.500 N, 2.000 N und 2.500 N .....	56
Abbildung 31: Graphischer Vergleich der Druckverformung bei 2.500 N.....	58
Abbildung 32: Druckverformung in [mm] beim Erreichen des Abbruchkriteriums .....	59
Abbildung 33: Zeitpunkt des Osteosyntheseversagens der Nagel- und Plattenosteosynthesen.....	60
Abbildung 34: Boxplot-Analyse zur Druckkraft bei Osteosyntheseversagen	61
Abbildung 35: Paarweiser Vergleich der plastische Verformung.....	78
Abbildung 36: Paarweiser Vergleich der Druckverformung.....	82

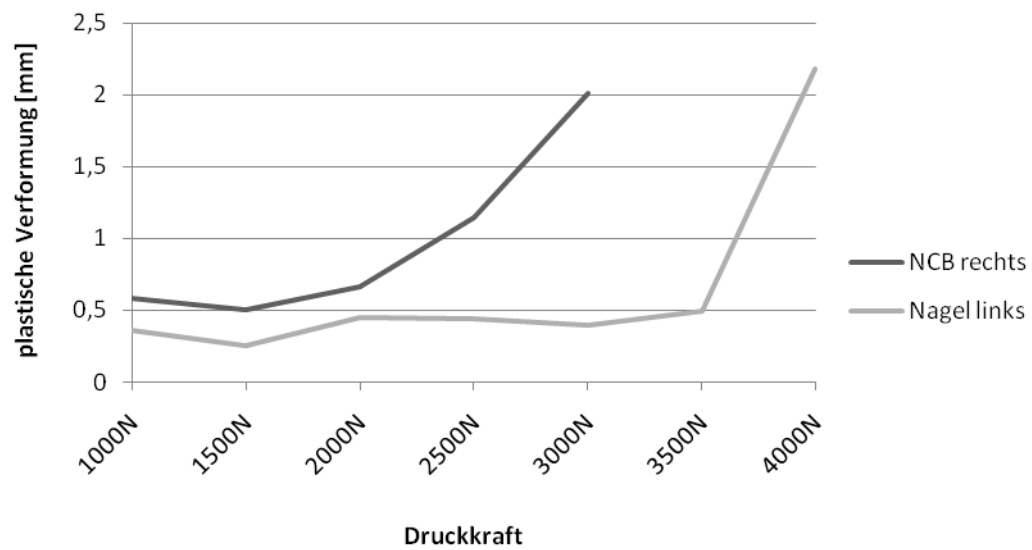
**Abbildung 35: Paarweiser Vergleich der plastische Verformung**







### Plastische Verformung Probenpaar 7



### Plastische Verformung Probenpaar 8

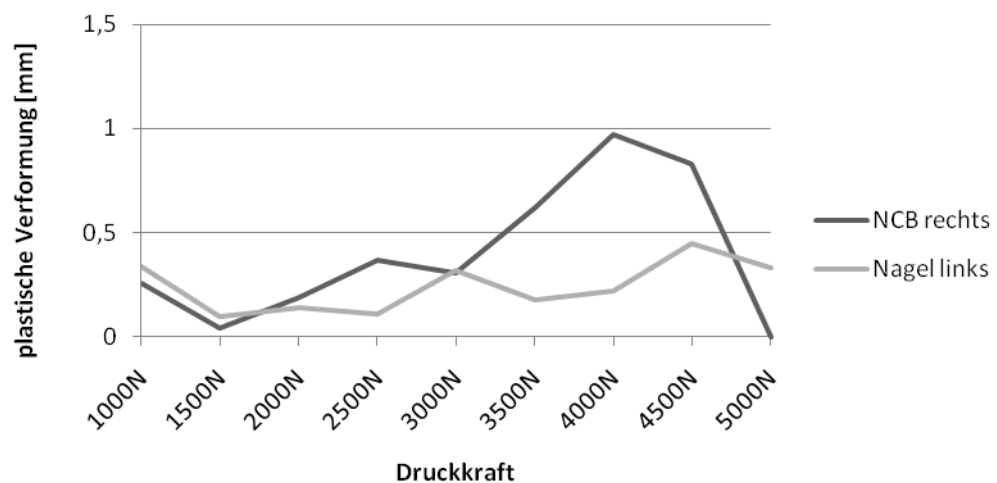
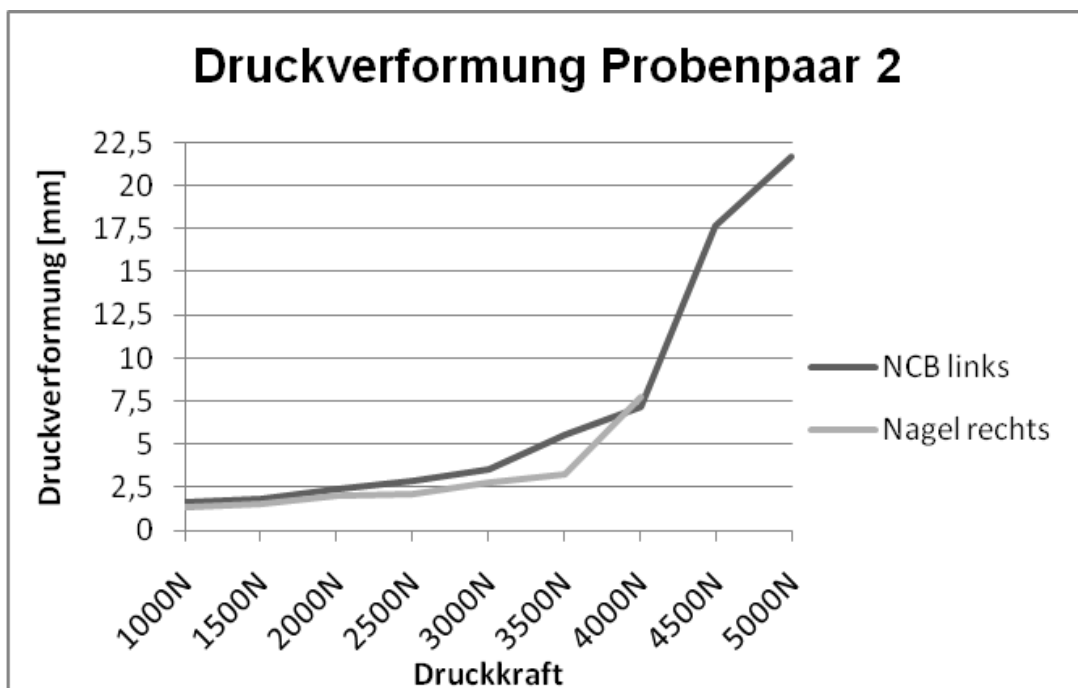
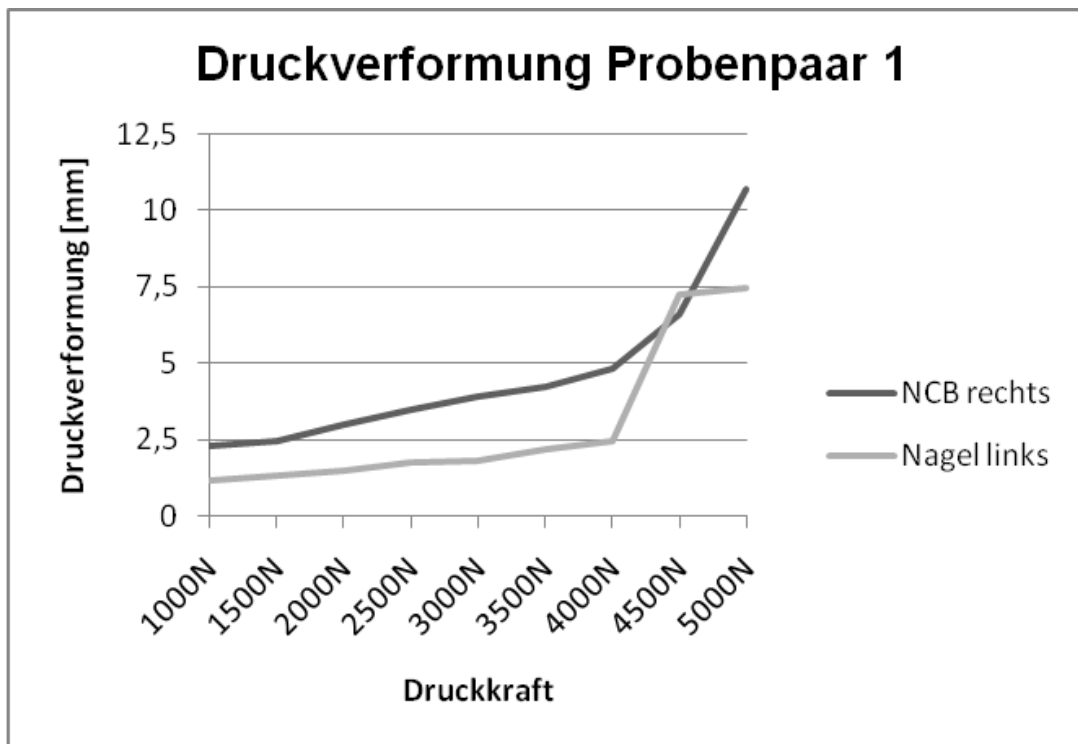
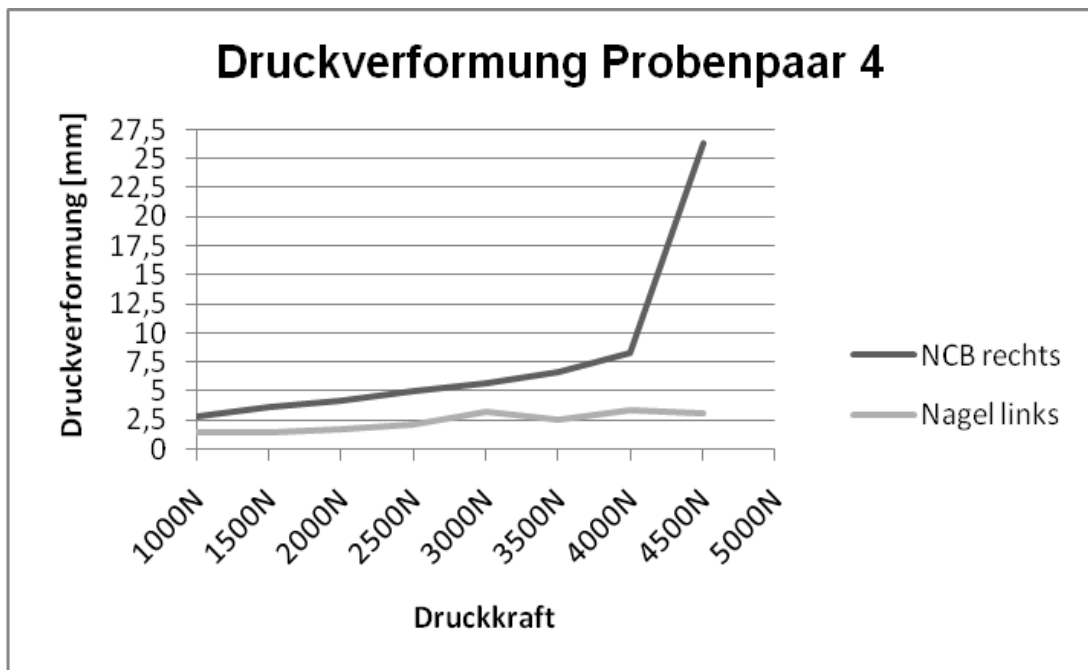
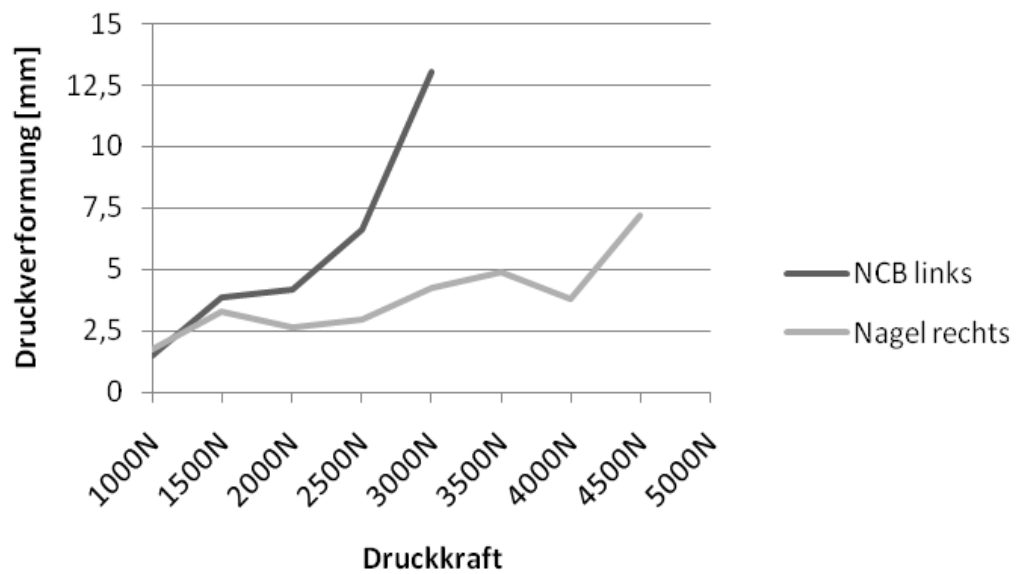


Abbildung 36: Paarweiser Vergleich der Druckverformung

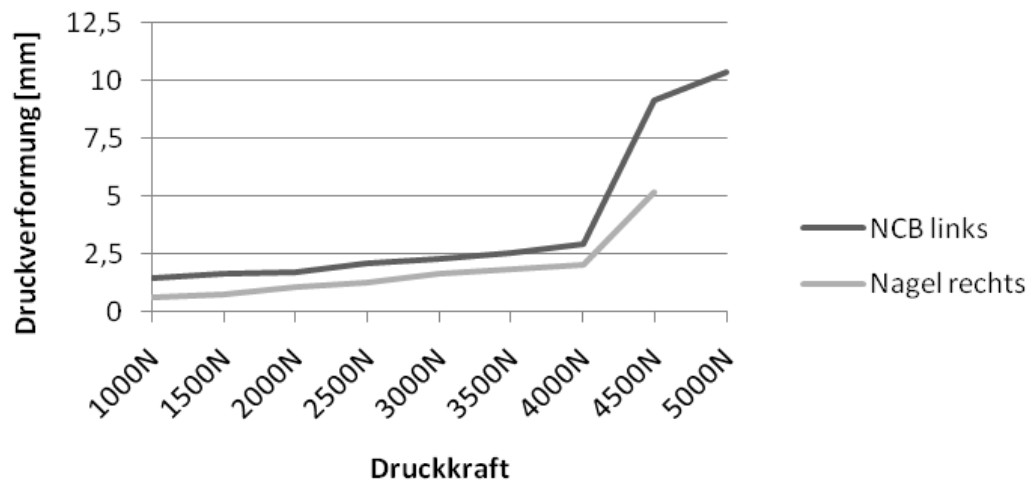


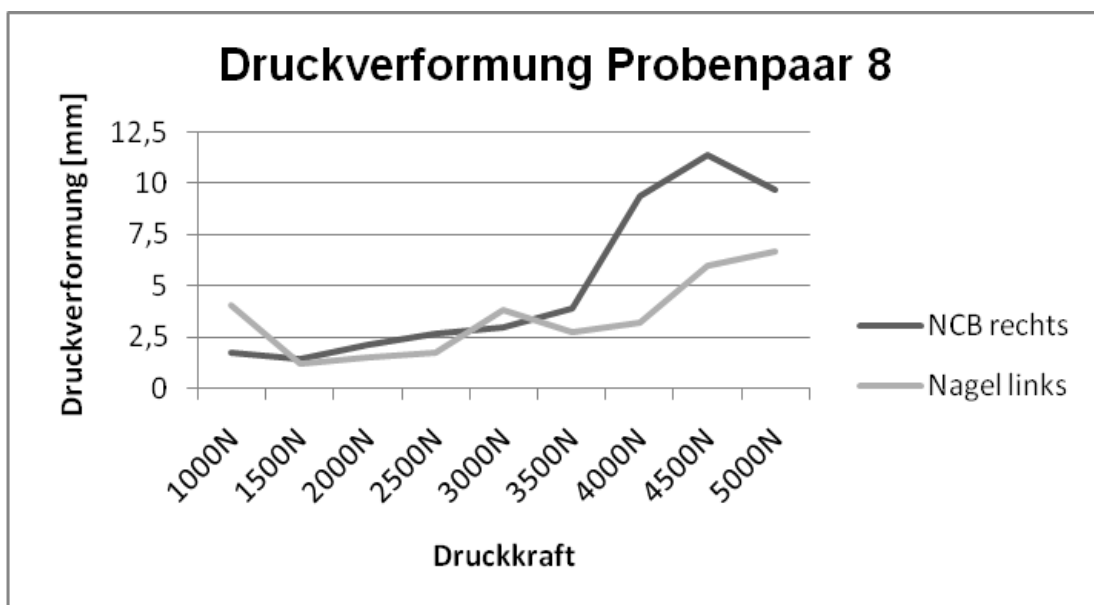
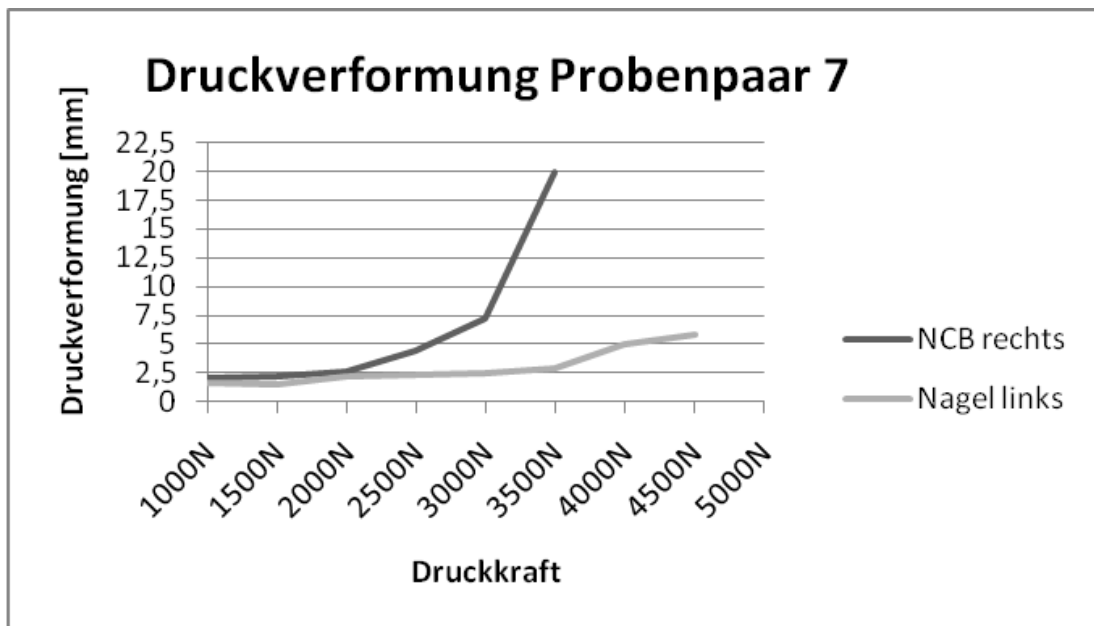


### Druckverformung Probenpaar 5



### Druckverformung Probenpaar 6





**8. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Technische Daten der Osteosynthesen.....	26
Tabelle 2: Ergebnisse der pQ-CT Messung [mg/cm <sup>3</sup> ] .....	33
Tabelle 3: Absolutwerte der Steifigkeit in [mm/kN] .....	34
Tabelle 4: Absolutwerte der plastische Verformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese.....	36
Tabelle 5: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese.....	36
Tabelle 6: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese.....	38
Tabelle 7: Mittelwerte der Druckverformung in [mm] bei der Nagelosteosynthese.....	38
Tabelle 8: Osteosyntheseversagen bei der Nagelosteosynthese.....	40
Tabelle 9: Absolutwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese .....	41
Tabelle 10: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese .....	42
Tabelle 11: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese .....	43
Tabelle 12: Mittelwerte der Druckverformung in [mm] bei der Plattenosteosynthese .....	44
Tabelle 13: Osteosyntheseversagen bei der Plattenosteosynthese.....	47
Tabelle 14: Vergleich Nagelosteosynthese vs. NCB-Plattenosteosynthese hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften .....	47
Tabelle 15: Mittelwerte der plastischen Verformung in [mm].....	49
Tabelle 16: Absolutwerte der plastischen Verformung bei 2.500 N in [mm] .	50

Tabelle 17: Absolutwerte der plastischen Verformung in [mm] der Probenpaare 5 und 8 .....	54
Tabelle 18: Mittelwerte der Druckverformung in [mm] .....	55
Tabelle 19: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] bei 2.500 N .....	58
Tabelle 20: Absolutwerte der Druckverformung in [mm] beim Erreichen des Abbruchkriteriums .....	59
Tabelle 21: Allgemeine Femurdaten .....	88

**Tabelle 21: Allgemeine Femurdaten**

<b>Probe (Pathologiebezeichnung)</b>	<b>Seite</b>	<b>Osteotomie</b>	<b>Alter</b>	<b>Geschlecht</b>
<b>1 (18/08)</b>	rechts	Platte	65	M
<b>1 (18/08)</b>	links	Nagel		
<b>2 (16/08)</b>	rechts	Nagel	84	W
<b>2 (16/08)</b>	links	Platte		
<b>3 (05/08)</b>	rechts	Nagel	79	W
<b>3 (05/08)</b>	links	Platte		
<b>4 (14/08)</b>	rechts	Platte	100	W
<b>4 (14/08)</b>	links	Nagel		
<b>5 (13/08)</b>	rechts	Nagel	79	M
<b>5 (13/08)</b>	links	Platte		
<b>6 (27/07)</b>	rechts	Nagel	73	W
<b>6 (27/07)</b>	links	Platte		
<b>7 (12/08)</b>	rechts	Platte	86	W
<b>7 (12/08)</b>	links	Nagel		
<b>8 (17/08)</b>	rechts	Platte	63	M
<b>8 (17/08)</b>	links	Nagel		
		<b>Mittelwert</b>	<b>78,6</b>	



## 9. Literaturverzeichnis

- 1 Arbeitsgemeinschaft für allgemeine Osteosynthesefragen – AO, [www2.aofoundation.org](http://www2.aofoundation.org), Bildmaterial aus "Müller AO Classification of Fractures--Long Bones"
- 2 Beingessner, D; Moon, E; Barei, D; Morshed, S (2011): Biomechanical Analysis of the Less Invasive Stabilization System for Mechanically Unstable Fractures of the Distal Femur: Comparison of Titanium Versus Stainless Steel and Bicortical Versus Unicortical Fixation. In: The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, S. 1.
- 3 Bergmann G, Deuretzbacher G. Heller M. Graichen F. Rohlmann A. Strauss J. Duda GN: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. In: J Biomech. 2001 Jul;34(7):859-71.
- 4 Bottlang M, Lesser M. Koerber J. Doornink J. von Rechenberg B. Augat P. Fitzpatrick DC Madey SM Marsh JL (2010): Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates. In: J Bone Joint Surg Am. 2010 Jul 7; 92(7): 92 (7), S. 1652–1660.
- 5 Chen F, Mont MA Bachner RS: Management of ipsilateral supracondylar femur fractures following total knee arthroplasty. In: J Arthroplasty. 1994 Oct;9(5):521-6.
- 6 Claes, L. E.; Heigele, C. A.; Neidlinger-Wilke, C.; Kaspar, D.; Seidl, W.; Margevicius, K. J.; Augat, P. (1998): Effects of mechanical factors on the fracture healing process. In: Clin Orthop Relat Res (355 Suppl), S. S132-47.
- 7 Colton C, Gebhard F. Kregor P. Oliver C.: Distal femur - Reduction & Fixation - Less invasive stabilization system (LISS) - C3 - AO Surgery Reference.
- 8 Court-Brown CM, Caesar B. (2006 Aug): Epidemiology of adult fractures: A review. In: Injury 37 (8), S. 691–697
- 9 Culp RW, Schmidt RG Hanks G. Mak A. Esterhai JL Jr Heppenstall RB (1987 Sept): Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. In: Clin Orthop Relat Res. (222), S. 212–222.
- 10 Egol KA, Kubiak EN Fulkerson E. Kummer FJ Koval KJ (2004): Biomechanics of locked plates and screws. In: J Orthop Trauma. 2004 Sep; 18(8): 18 (8), S. 488–493.
- 11 Ehlinger, Matthieu; Adam, Philippe; Abane, Lamine; Rahme, Michel; Moor, Beat Kaspar; Arlettaz, Yvan; Bonnomet, Francois (2011): Treatment of periprosthetic femoral fractures of the knee. In: Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 19 (9), S. 1473–1478.
- 12 El-Zayat, B. F.; Ruchholtz, S.; Efe, T.; Fuchs-Winkelmann, S.; Kruger, A.; Kreslo, D.; Zettl, R. (2012): NCB-plating in the treatment of geriatric and periprosthetic femoral fractures. In: Orthop Traumatol Surg Res 98 (7), S. 765–772.
- 13 El-Zayat, B. F.; Zettl, R.; Efe, T.; Kruger, A.; Eisenberg, F.; Ruchholtz, S. (2012): Minimally invasive treatment of geriatric and osteoporotic femur fractures with polyaxial locking implants (NCB-DF(R)). In: Unfallchirurg 115 (2), S. 134–144.
- 14 Erhardt JB, Grob K. Roderer G. Hoffmann A. Forster TN Kuster MS (2008 Apr): Treatment of periprosthetic femur fractures with the non-contact bridging plate: a new angular stable implant. In: Arch Orthop Trauma Surg. 2008 Apr;128(4):409-16. 128 (4), S. 409–416.
- 15 Fitzpatrick DC, Doornink J. Madey SM Bottlang M. (2009): Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. Hg. v. Avon) 2009 Feb Clin Biomech (Bristol und 24(2):203-9.
- 16 Fensky F, Nüchtern JV Kolb JP Huber S. Rupprecht M. Jauch SY Sellenschloh K. Püschel K. Morlock MM Rueger JM Lehmann W.: Cement augmentation of the proximal femoral nail antirotation for the treatment of osteoporotic pertrochanteric fractures--a biomechanical cadaver study. In: Injury. 2013 Jun;44(6):802-7.
- 17 Formiga F, Navarro M. Duaso E. Chivite D. Ruiz D. Perez-Castejon JM Lopez-Soto A. Pujol R. (2008 Nov): Factors associated with hip fracture-related falls among patients with a history of recurrent falling. In: Bone. 2008 Nov;43(5):941-4. 43 (5), S. 941–944.

- 18 Fankhauser F, Gruber G, Schippinger G, Boldin C, Hofer HP, Grechenig W, Szyszkowitz R (2004) Minimal-invasive treatment of distal femoral fractures with the LISS (Less Invasive Stabilization System): a prospective study of 30 fractures with a follow up of 20 months. *Acta Orthop Scand* 75(1):56-60
- 19 Fulkerson, Eric; Egol, Kenneth A.; Kubiak, Erik N.; Liporace, Frank; Kummer, Frederick J.; Koval, Kenneth J. (2006): Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. In: *J Trauma* 60 (4), S. 830–835.
- 20 Gaines RJ, Sanders R. Sagi HC Haidukewych GJ (2008): Titanium versus Stainless Steel Locked Plates for Distal Femur Fractures: Is There Any Difference? In: Paper #55, presented at: OTA 2008, Femur. Sat., 10/18/08.
- 21 Grass, R.; Biewener, A.; Rammelt, S.; Zwipp, H. (2002): Die retrograde Verriegelungsnagelosteosynthese distaler Femurfrakturen mit dem distalen Femurnagel DFN. In: *Der Unfallchirurg* 105 (4), S. 298–314.
- 22 Gurkan, Volkan; Orhun, Haldun; Doganay, Murat; Salioglu, Faruk; Ercan, Tarcin; Dursun, Muhsin; Bulbul, Murat (2009): Retrograde intramedullary interlocking nailing in fractures of the distal femur. In: *Acta Orthop Traumatol Turc* 43 (3), S. 199–205.
- 23 Haidukewych, George J.; Ricci, William (2008): Locked plating in orthopaedic trauma: a clinical update. In: *J Am Acad Orthop Surg* 16 (6), S. 347–355.
- 24 Haidukewych G, Sems SA Huebner D. Horwitz D. Levy B. (2007): Results of polyaxial locked-plate fixation of periarticular fractures of the knee. In: *J Bone Joint Surg Am.* ;92 Suppl 2:12-22. 89 (3), S. 614–620.
- 25 Hak DJ, Toker S. Yi C. Toreson J. (2010 Oct): The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing. In: *Orthopedics*. 2010 Oct;33(10):752-5 33 (10), S. 752–755.
- 26 Health Quality Ontario. (2008): Prevention of falls and fall-related injuries in community-dwelling seniors: an evidence-based analysis. In: *Ont Health Technol Assess Ser* 8 (2), S. 1–78.
- 27 Heiney, JakeP; Barnett, MichaelD; Vrabec, GregoryA; Schoenfeld, AndrewJ; Baji, Avinash; Njus, GlenO (2009): Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (i.m.) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate. In: *J Trauma* 66 (2), S. 443–449.
- 28 Henderson, Christopher E.; Lujan, Trevor; Bottlang, Michael; Fitzpatrick, Daniel C.; Madey, Steve M.; Marsh, J. Lawrence (2010): Stabilization of distal femur fractures with intramedullary nails and locking plates: differences in callus formation. In: *Iowa Orthop J* 30, S. 61–68.
- 29 Henderson, Christopher E.; Lujan, Trevor J.; Kuhl, Lori L.; Bottlang, Michael; Fitzpatrick, Daniel C.; Marsh, John L. (2011): 2010 mid-America Orthopaedic Association Physician in Training Award: healing complications are common after locked plating for distal femur fractures. In: *Clin Orthop Relat Res* 469 (6), S. 1757–1765.
- 30 Henderson CE, Kuhl LL Fitzpatrick DC Marsh JL (2011): Locking plates for distal femur fractures: is there a problem with fracture healing? In: *J Orthop Trauma*. 2011 Feb;25 Suppl 1:S8-14 25 (1), S. 8–14.
- 31 Herold, Gerd; Duess, Ulrich; Drexler, Hans, Göbel, Hartmut; Heintges, Tobias; Oette, Kurt (2007): *Innere Medizin*. Osteoporose, S.686-690
- 32 Herrera DA, Kregor PJ Cole PA Levy BA Jönsson A. Zlowodzki M. (2008 Feb): Treatment of acute distal femur fractures above a total knee arthroplasty: systematic review of 415 cases (1981-2006). In: *Acta Orthop*. 2008 Feb;79(1):22-7. 97 (1), S. 22–27.
- 33 Hierholzer, Christian; Rüden, Christianvon; Pötzel, Tobias; Woltmann, Alexander; Bühren, Volker (2011): Outcome analysis of retrograde nailing and less invasive stabilization system in distal femoral fractures: A retrospective analysis. In: *Indian J Orthop* 45 (3), S. 243.

- 34 Higgins, Thomas F.; Pittman, Gavin; Hines, Jerod; Bachus, Kent N. (2007): Biomechanical analysis of distal femur fracture fixation: fixed-angle screw-plate construct versus condylar blade plate. In: *J Orthop Trauma* 21 (1), S. 43–46.
- 35 Hontzsch, D.; Blauth, M.; Attal, R. (2011): Angle-stable fixation of intramedullary nails using the Angular Stable Locking System(R) (ASLS). In: *Oper Orthop Traumatol* 23 (5), S. 387–396.
- 36 Huckstep RL. (1986): The Huckstep intramedullary compression nail. Indications, technique, and results. *Clin Orthop Relat Res.* 1986 Nov;(212):48-61.
- 37 Hüfner T, Citak M. Suero EM Miller B. Kendoff D. Krettek C. Citak M.: Femoral malrotation after unreamed intramedullary nailing: an evaluation of influencing operative factors. In: *J Orthop Trauma.* 2011 Apr;25(4):224-7.
- 38 Ito K, Grass R. Zwipp H. (1998): Internal fixation of supracondylar femoral fractures: comparative biomechanical performance of the 95-degree blade plate and two retrograde nails. In: *J Orthop Trauma.* 1998 May;12(4): 12 (4), S. 259–266.
- 39 Johnell O, Kanis J. (2005 Jan): Epidemiology of osteoporotic fractures. In: *Osteoporos Int.* 2005 Jan;16(1):15-25.
- 40 Kao, FengC; Tu, YuanK; Su, JuinY; Hsu, KuoY; Wu, ChinH; Chou, MingC (2009): Treatment of distal femoral fracture by minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis: comparison between the dynamic condylar screw and the less invasive stabilization system. In: *J Trauma* 67 (4), S. 719–726.
- 41 Keller JM, Sciadini MF Sinclair E. O'Toole RV (2012 Sep): Geriatric trauma: demographics, injuries, and mortality. In: *J Orthop Trauma.* 1998 May;12(4): 26 (9), S. e161-5.
- 42 Khalafi A, Curtiss S. Hazelwood S. Wolinsky P. (2006 Sep): The effect of plate rotation on the stiffness of femoral LISS: a mechanical study. In: *J Orthop Trauma.* 1998 May;12(4): 20 (8), S. 542–546.
- 43 Konstantinidis, L.; Hauschild, O.; Beckmann, N. A.; Hirschmuller, A.; Sudkamp, N. P.; Helwig, P. (2010): Treatment of periprosthetic femoral fractures with two different minimal invasive angle-stable plates: Biomechanical comparison studies on cadaveric bones. In: *Injury* 41 (12), S. 1256–1261.
- 44 Kregor PJ, Stannard JA Zlowodzki M. Cole PA: Treatment of distal femur fractures using the less invasive stabilization system: surgical experience and early clinical results in 103 fractures. In: *J Orthop Trauma.* 2004 Sep;18(8):509-20.
- 45 Leggon RE, Feldmann D. D.: Retrograde femoral nailing: a focus on the knee. In: *Am J Knee Surg.* 2001 Spring;14(2):109-18.
- 46 Lujan, Trevor J.; Henderson, Chris E.; Madey, Steven M.; Fitzpatrick, Dan C.; Marsh, J. Lawrence; Bottlang, Michael (2010): Locked plating of distal femur fractures leads to inconsistent and asymmetric callus formation. In: *J Orthop Trauma* 24 (3), S. 156–162.
- 47 Marti, A.; Fankhauser, C.; Frenk, A.; Cordey, J.; Gasser, B. (2001): Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. In: *J Orthop Trauma* 15 (7), S. 482–487.
- 48 Martinet O, Cordey J. Harder Y. Maier A. Bühler M. Barraud GE (2000 Sep): The epidemiology of fractures of the distal femur. In: *Injury.* 1995 Sep;26(7):483-5. 31 (3), S. C62-3.
- 49 Neubauer, Thomas; Krawany, Manfred; Leitner, Lukas; Karlbauer, Alois; Wagner, Michael; Plecko, Michael (2012): Retrograde femoral nailing in elderly patients: outcome and functional results. In: *Orthopedics* 35 (6), S. e855-61.
- 50 Neubauer T, Ritter E. Potschka T. Karlbauer A. Wagner M. (2008): Retrograde nailing of femoral fractures. Hg. v. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2008 Jun und 75(3):158-66.
- 51 Ng, A. C.; Drake, M. T.; Clarke, B. L.; Sems, S. A.; Atkinson, E. J.; Achenbach, S. J.; Melton, L. J. 3rd (2012): Trends in subtrochanteric, diaphyseal, and distal femur fractures, 1984-2007. In: *Osteoporos Int* 23 (6), S. 1721–1726.

- 52 Otto, RandallJ; Moed, BertonR; Bledsoe, JGary (2009): Biomechanical comparison of polyaxial-type locking plates and a fixed-angle locking plate for internal fixation of distal femur fractures. In: J Orthop Trauma 23 (9), S. 645–652.
- 53 Pape HC, Regel G. Dwenger A. Krumm K. Schweitzer G. Krettek C. Sturm JA Tscherne H. (1993): Influences of different methods of intramedullary femoral nailing on lung function in patients with multiple trauma. In: J Trauma. 1993 Nov;35(5):709-16. 35 (5), S. 709–716.
- 54 Pressmar, J.; Macholz, F.; Merkert, W.; Gebhard, F.; Liener, U. C. (2010): Results and complications in the treatment of periprosthetic femur fractures with a locked plate system. In: Unfallchirurg 113 (3), S. 195–202.
- 55 Putineanu, D. (2012 Sep): Surgical treatment for distal femoral fractures – a 2 year retrospective study, In: Acta Medica Transilvanica; sep2012, Vol. 17 Issue 3, p224 17 (3), S. 224–229.
- 56 Ricci WM, Bellabarba C. Evanoff B. Herscovici D. DiPasquale T. Sanders R.: Retrograde versus antegrade nailing of femoral shaft fractures. In: J Orthop Trauma. 2001 Mar-Apr;15(3):161-9.
- 57 Ricci WM, Streubel PN Morshed S. Collinge C. Nork SE Gardner MJ: Risk Factors for Failure of Locked Plate Fixation of Distal Femur Fractures: An Analysis of 335 Cases. In: J Orthop Trauma. 2013 Jun 11.
- 58 Rixen, Dieter; Steinhäusen, Eva; Sauerland, Stefan; Lefering, Rolf; Meier, Matthias; Maegele, Marc G. et al. (2009): Protocol for a randomized controlled trial on risk adapted damage control orthopedic surgery of femur shaft fractures in multiple trauma patients. In: Trials 10, S. 72.
- 59 Ruchholtz S, El-Zayat B. Kreslo D. Bücking B. Lewan U. Krüger A. Zettl R.: Less invasive polyaxial locking plate fixation in periprosthetic and peri-implant fractures of the femur--a prospective study of 41 patients. In: Injury. 2013 Feb;44(2):239-48.
- 60 Singh SK, El-Gendy KA, Chikkamuniyappa C, Houshian S (2006) The retrograde nail for distal femoral fractures in the elderly: high failure rate of the condyle screw and nut. Injury 37(10):1004-1010
- 61 Singh, Jasvinder A.; Vessely, Michael B.; Harmsen, W. Scott; Schleck, Cathy D.; Melton, L. Joseph 3rd; Kurland, Robert L.; Berry, Daniel J. (2010): A population-based study of trends in the use of total hip and total knee arthroplasty, 1969-2008. In: Mayo Clin Proc 85 (10), S. 898–904.
- 62 Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2012, [www.destatis.de/bevoelkerungspyramide](http://www.destatis.de/bevoelkerungspyramide)
- 63 Stoffel K, Lorenz KU Kuster MS (2007): Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: the effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability. Hg. v. J Orthop Trauma. 2007 Jul und 21(6):362-8.
- 64 Streubel, Philipp N.; Ricci, William M.; Wong, Ambrose; Gardner, Michael J. (2011): Mortality after distal femur fractures in elderly patients. In: Clin Orthop Relat Res 469 (4), S. 1188–1196.
- 65 Topp T, Müller T. Huss S. Kann PH Weihe E. Ruchholtz S. Zettl RP (2012 Oct): Embalmed and fresh frozen human bones in orthopedic cadaveric studies: which bone is authentic and feasible? In: Acta Orthop. 2008 Feb;79(1):22-7. 83 (5), S. 543–547.
- 66 Wahnert, Dirk; Hoffmeier, Konrad; Frober, Rosemarie; Hofmann, Gunther O.; Mückley, Thomas (2011): Distal femur fractures of the elderly--different treatment options in a biomechanical comparison. In: Injury 42 (7), S. 655–659.
- 67 Wähnert D, Hoffmeier KL Klos K. Stolarczyk Y. Fröber R. Hofmann GO Mückley T. (2012 Jan): Biomechanical characterization of an osteoporotic artificial bone model for the distal femur. In: J Biomater Appl. 2012 Jan;26(5): 26 (5), S. 565–579.
- 68 Wähnert D, Stolarczyk Y. Hoffmeier KL Raschke MJ Hofmann GO Mückley T. (2012 May): The primary stability of angle-stable versus conventional locked intramedullary nails. In: Int Orthop. 2012 May;36(5): 36 (5), S. 1059–1064.

- 69 Wilkens, KennethJ; Curtiss, Shane; Lee, MarkA (2008): Polyaxial locking plate fixation in distal femur fractures: a biomechanical comparison. In: J Orthop Trauma 22 (9), S. 624–628.
- 70 Zlowodzki, Michael; Armitage, Bryan; Wijdicks, Coen; Kregor, Philip; Bruce, Levy; Cole, Peter (2012): Titanium locking plates are superior to stainless steel locking plates in the treatment of osteoporotic distal femur fractures: a biomechanical study in a fresh-frozen human cadaver mode. In: J Bone Joint Surg Br. 2012;Vol.94-B no. supp XXXVII 512..
- 71 Zlowodzki, Michael; Williamson, Scott; Cole, Peter A.; Zardiackas, Lyle D.; Kregor, Philip J. (2004): Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system, angled blade plate, and retrograde intramedullary nail for the internal fixation of distal femur fractures. In: J Orthop Trauma 18 (8), S. 494–502.
- 72 Zlowodzki, Michael; Williamson, Scott; Zardiackas, LyleD; Kregor, PhilipJ (2006): Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system and the 95-degree angled blade plate for the internal fixation of distal femur Fractures in human cadaveric bones with high bone mineral density. In: J Trauma 60 (4), S. 836–840.
- 73 Zlowodzki M, Bhandari M. Marek DJ Cole PA Kregor PJ (2006): Operative treatment of acute distal femur fractures: systematic review of 2 comparative studies and 45 case series (1989 to 2005). In: J Orthop Trauma. 1998 May;12(4): 20 (5), S. 366–371.

## 10. Anhang

### 10.1. Curriculum vitae

#### Persönliche Angaben

Name: Tabea Beck,  
geb. Bretschneider  
Geburtstag und -ort: 20.10.1986  
in Sondershausen/Thüringen  
Anschrift: Moselstraße 8  
72250 Freudenstadt



#### Beruflicher Werdegang

Seit 01.03.2013 Weiterbildung zum Facharzt für  
Allgemeinchirurgie, Chirurgische Klinik im  
Krankenhaus Freudenstadt

#### Promotion

07/2011 – 03/2015 Promotion zum Thema: „Biomechanischer  
Stabilitätsvergleich am distalen Femur:  
retrograde Nagelung versus polyaxiale,  
winkelstabile Plattenosteosynthese“

#### Studium

29.10.2012 Erteilung der Approbation  
10/2005 – 05/2012 Humanmedizin, Philipps-Universität Marburg  
30.05.2012 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (2,0)  
11.09.2007 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
08/2009 – 12/2009 Auslandssemester in Tampere, Finnland  
16.08.2010 – 31.07.2011 1.Tertial: Anästhesie, Attendorn, Deutschland  
(Praktisches Jahr) 2.Tertial: Chirurgie, Singapur  
3.Tertial: Innere Medizin, Luzern, Schweiz

#### Schulbildung

1997-2005 Friedrich von Hardenberg Gymnasium,  
Greußen/Thüringen  
Allgemeine Hochschulreife

Marburg, März 2015

Tabea Beck

## 10.2. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Marburg Aumüller, Basler, Baum, Barr, Bartsch, Becker, Bertalanffy, Czubayko, Daut, del Rey, Donner-Banzhoff, Eberhart, Ellenrieder, Fendrich, Feuser, Frangen, Funck, Gress, Grimm, Grzeschik, Hesse, Hofmann, Holland, Kann, Kill, Kim-Berger, Klaus, Klose, Knake, Koch, König, Kolb-Niemann, Koolman, Krüger, Kühne, Lang, Langer, Lill, Lohoff, Löffler, Maisch, Mandrek, Mann, Moll, Moosdorf, Neubauer, Oertel, Olbert, Pagenstecher, Perissig-Müller, Ramaswamy, Renz, Röhm, Rolfes, Röper, Rosenow, Ruchholtz, Schäfer, Schierl, Schmidt, Schmitz, Schofer, Schröder, Schu, Schultz, Seitz, Sekundo, Skwara, Steiniger, Tackenberg, Teymoortash, Varga, Vogelmaier, Vogt, Weihe, Werner, Westermann, Westhoff, Wilhelm, Wulf, Zemlin, Zettl

### 10.3. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mir die Realisierung meiner Promotion ermöglichten.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. R. Zettl für die freundliche Überlassung des Themas dieser Dissertation. Weiterhin bedanke ich mich für die gute, zuverlässige und hilfreiche Betreuung während der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn Dr. med. C. Bliemel und Herrn Dr. med. C. Koutras danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche und für die geduldige Begleitung der schriftlichen Ausarbeitung.

Ein besonderer Dank gilt auch den Mitarbeitern des Labors für die freundliche und hilfsbereite Atmosphäre, welche die Durchführung der Versuche deutlich erleichterte.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Familie für die moralische und motivierende Begleitung in der Zeit der Vorbereitung, Durchführung und Fertigstellung dieser Dissertation sowie für die Unterstützung während des gesamten Studiums bedanken.



---